



**BERGISCHE
UNIVERSITÄT
WUPPERTAL**

**Der Einsatz psychophysiologischer
Variablen bei der adaptiven Automatisierung
am Beispiel einer Flugsimulationsaufgabe**

Inaugural-Dissertation zur Erlangung
des Doktorgrades der Philosophie
im Fachbereich G Bildungswissenschaften
der Bergischen Universität Wuppertal

vorgelegt von
Andrea Haarmann
aus Berlin-Spandau

Wuppertal 2007

Die Dissertation kann wie folgt zitiert werden:

urn:nbn:de:hbz:468-20070925

[<http://nbn-resolving.de/urn/resolver.pl?urn=urn%3Anbn%3Ade%3Ahbz%3A468-20070925>]

An dieser Stelle möchte ich mich bei meinem Doktorvater, Herrn Prof. Dr. W. Boucsein, sowie bei Herrn Dr. F. Schaefer für die Betreuung der vorliegenden Dissertation bedanken. Des Weiteren bedanke ich mich bei allen Kollegen, studentischen Mitarbeitern und Diplomanden, auf deren Unterstützung ich zurückgreifen konnte, sowie bei allen Versuchsteilnehmern.

Mein besonderer Dank gilt meiner Mutter, die trotz gesundheitlicher Probleme immer für mich da war.

Inhaltsverzeichnis

1. Theoretischer Hintergrund	1
1.1 Gegenstand und Problemstellung.....	1
1.2 Automatisierung.....	3
1.2.1 Definition	3
1.2.2 Entwicklung der Automatisierung	4
1.2.3 Automatisierung in der Luftfahrt	5
1.2.4 Die Rolle der Automatisierung in der Mensch-Maschine-Interaktion ..	8
1.2.4.1 <i>Grade der Automatisierung</i>	8
1.2.4.2 <i>Statische vs. flexible Funktionsallokation und „human-centered design“</i>	9
1.3 Die Rolle des Piloten im hochautomatisierten Cockpit.....	13
1.3.1 Pilotenfehler.....	13
1.3.2 Automatisierungsüberraschungen (automation surprises).....	15
1.3.3 Situationsbewusstsein (situation awareness)	20
1.3.4 Unbekümmertheit (self-complacency)	23
1.4 Vigilanz	27
1.4.1 Definition	27
1.4.2 Unaufmerksamkeit/Hypovigilanz.....	29
1.4.3 Theoretische Ansätze zur Hypovigilanz.....	31
1.4.3.1 <i>Inhibitionstheorie</i>	31
1.4.3.2 <i>Erwartungstheorie</i>	32
1.4.3.3 <i>Filtertheorie</i>	32
1.4.3.4 <i>Habituationstheorie</i>	33
1.4.3.5 <i>Motivationstheorie</i>	33
1.4.3.6 <i>Arousaltheorie</i>	34

1.4.4	Techniken zur Aufrechterhaltung der Vigilanz.....	42
1.4.4.1	<i>Nichtphysiologische Methoden</i>	<i>42</i>
1.4.4.2	<i>Physiologisch basierte Methoden.....</i>	<i>46</i>
1.5	Psychische Belastung und Beanspruchung	48
1.5.1	Definition von psychischer Belastung und Beanspruchung.....	48
1.5.2	Theoretische Ansätze zur psychischen Beanspruchung.....	50
1.5.3	Messung psychischer Beanspruchung.....	55
1.5.3.1	<i>Ratingskalen</i>	<i>55</i>
1.5.3.2	<i>Haupt-(Primär-)Aufgaben</i>	<i>57</i>
1.5.3.3	<i>Sekundäraufgaben.....</i>	<i>57</i>
1.5.3.4	<i>Physiologische Messungen.....</i>	<i>58</i>
1.6	Psychophysiologische Parameter als Vigilanz- und Beanspruchungsindikatoren	58
1.6.1	Grundsätzliches zum Einsatz psychophysiologischer Maße.....	58
1.6.2	Zentralnervöse Indikatoren und Befunde	60
1.6.2.1	<i>Hirnanatomische Befunde</i>	<i>60</i>
1.6.2.2	<i>Spontanaktivität des EEG – Frequenzbereiche und Powerspektralanalyse</i>	<i>61</i>
1.6.2.3	<i>Ereigniskorrelierte Potenziale (event related potentials)</i>	<i>67</i>
1.6.3	Peripherphysiologische Indikatoren und Befunde	69
1.6.3.1	<i>Elektrodermale Aktivität.....</i>	<i>69</i>
1.6.3.2	<i>Kennwerte des Elektrokardiogramms</i>	<i>74</i>
1.6.3.2.1	<i>Herzrate.....</i>	<i>74</i>
1.6.3.2.2	<i>Herzratenvariabilität.....</i>	<i>78</i>
1.6.3.3	<i>Atmung.....</i>	<i>84</i>
1.6.3.4	<i>Weitere psychophysiologische Maße.....</i>	<i>86</i>
1.6.3.4.1	<i>Okulomotorische Parameter</i>	<i>86</i>
1.6.3.4.2	<i>Elektromyogramm</i>	<i>87</i>
1.6.3.4.3	<i>Pulsvolumenamplitude</i>	<i>88</i>
1.6.3.4.4	<i>Blutdruck</i>	<i>88</i>
1.6.3.4.5	<i>Endokrines System.....</i>	<i>88</i>

1.7	Grundsätzliches zur adaptiven Automatisierung	89
1.7.1	Was ist adaptive Automatisierung?	89
1.7.2	Ursprung der adaptiven Automatisierung – Feedback-Systeme.....	91
1.7.3	Adaptive Allokationsstrategien.....	96
1.7.4	Der Umgang mit adaptiver Automatisierung.....	98
1.8	Entwicklung eines geschlossenen Regelkreis-Systems mit adaptiver Automatisierung	100
1.8.1	Merkmale eines geschlossenen Regelkreises	100
1.8.2	Bisherige Entwicklungsansätze und Untersuchungen zur adaptiven Automatisierung.....	104
1.8.2.1	<i>Untersuchungen der NASA zu einem biokybernetischen Regelkreis.....</i>	<i>105</i>
1.8.2.2	<i>Kurz- vs. langzyklische Regelung.....</i>	<i>116</i>
1.8.2.3	<i>Praktischer Nutzen eines biokybernetischen Regelkreises in Bezug auf psychophysiologische Selbstregulierung</i>	<i>117</i>
1.8.2.4	<i>Weitere Untersuchungsansätze zu einem biokybernetischen Regelkreis</i>	<i>119</i>
1.9	Ableitung der Fragestellungen	121
2.	Experiment 1	124
2.1	Hypothesen.....	124
2.2	Methode.....	125
2.2.1	Stichprobe	125
2.2.2	Flugaufgabe	125
2.2.3	Versuchsplan	127
2.2.4	Geräte.....	128
2.2.4.1	<i>Laborraum und Flugsimulator</i>	<i>128</i>
2.2.4.2	<i>Aufzeichnung der peripherphysiologische Daten</i>	<i>129</i>
2.2.4.3	<i>Aufzeichnung der EEG-Daten</i>	<i>129</i>

2.2.5	Datenparametrisierung	130
2.2.5.1	<i>Parametrisierung der peripherphysiologische Daten.....</i>	<i>130</i>
2.2.5.2	<i>Parametrisierung der EEG-Rohdaten</i>	<i>131</i>
2.2.6	Subjektive Daten	132
2.2.6.1	<i>Fragebogen zum subjektiven Beanspruchungserleben</i>	<i>132</i>
2.2.6.2	<i>Fragebogen zur allgemeinen zentralen Aktiviertheit (AZA).....</i>	<i>132</i>
2.2.6.3	<i>Anstrengungsskala</i>	<i>133</i>
2.2.7	Reaktionszeit-Daten.....	133
2.2.8	Versuchsdurchführung.....	134
2.3	Statistische Datenauswertung.....	135
2.3.1	Peripherphysiologische Daten.....	135
2.3.2	EEG-Daten.....	137
2.3.3	Subjektive Daten	138
2.3.4	Reaktionszeit-Daten.....	139
2.4	Ergebnisse	140
2.4.1	Spontanfluktuationen (NS.SCRs).....	140
2.4.1.1	<i>Analyse 1</i>	<i>141</i>
2.4.1.2	<i>Analyse 2</i>	<i>142</i>
2.4.1.3	<i>Analyse 3</i>	<i>143</i>
2.4.1.4	<i>Analyse 4.....</i>	<i>144</i>
2.4.2	Summenamplitude der NS.SCRs.....	146
2.4.2.1	<i>Analyse 1</i>	<i>146</i>
2.4.2.2	<i>Analyse 2</i>	<i>148</i>
2.4.2.3	<i>Analyse 3</i>	<i>149</i>
2.4.2.4	<i>Analyse 4.....</i>	<i>150</i>
2.4.3	Herzrate	151
2.4.3.1	<i>Analyse 1</i>	<i>151</i>
2.4.3.2	<i>Analyse 2</i>	<i>152</i>
2.4.3.3	<i>Analyse 3</i>	<i>153</i>

2.4.3.4	<i>Analyse 4</i>	154
2.4.4	Herzratenvariabilität	155
2.4.4.1	<i>Analyse 1</i>	156
2.4.4.2	<i>Analyse 2</i>	156
2.4.4.3	<i>Analyse 3</i>	157
2.4.4.4	<i>Analyse 4</i>	157
2.4.5	Atemfrequenz	158
2.4.5.1	<i>Analyse 1</i>	159
2.4.5.2	<i>Analyse 2</i>	160
2.4.5.3	<i>Analyse 3</i>	161
2.4.5.4	<i>Analyse 4</i>	162
2.4.6	Atemtiefe	163
2.4.7	EEG-Daten	165
2.4.7.1	<i>Analyse 1</i>	165
2.4.7.2	<i>Analyse 1 für Elektroden der Mittellinie</i>	168
2.4.7.3	<i>Analyse 2</i>	170
2.4.7.4	<i>Analyse 2 für Elektroden der Mittellinie</i>	172
2.4.7.5	<i>Analyse 3</i>	174
2.4.7.6	<i>Analyse 3 für Elektroden der Mittellinie</i>	176
2.4.7.7	<i>Analyse 4</i>	178
2.4.7.8	<i>Analyse 4 für Elektroden der Mittellinie</i>	180
2.4.8	Subjektive Daten	182
2.4.8.1	<i>Fragebogen zum subjektiven Beanspruchungserleben</i>	182
2.4.8.2	<i>AZA- und Anstrengungs-Skala</i>	184
2.4.8.3	<i>Korrelationen der subjektiven Daten</i>	185
2.4.9	Reaktionszeit-Daten	186
2.5	Diskussion Experiment 1	188
2.5.1	Physiologische Kennwerte	189
2.5.1.1	<i>Spontanfluktuationen (NS.SCRs)</i>	189
2.5.1.2	<i>Summenamplitude der NS.SCRs</i>	193
2.5.1.3	<i>Mittlere Herzrate</i>	195
2.5.1.4	<i>Herzratenvariabilität</i>	197

2.5.1.5	<i>Atemfrequenz</i>	200
2.5.1.6	<i>Engagement-Index</i>	201
2.5.2	Subjektive Daten	204
2.5.3	Reaktionszeit-Daten	206
2.5.4	Zusammenfassung Experiment 1	207
3.	Experiment 2	208
3.1	Überleitung und Hypothesen	208
3.2	Methoden Experiment 2	209
3.2.1	Stichprobe	209
3.2.2	Versuchsplan	209
3.2.3	Geräte	210
3.2.4	Flugaufgabe und Versuchsdurchführung	211
3.3	Statistische Datenauswertung	212
3.4	Ergebnisse	213
3.5	Diskussion Experiment 2	215
4.	Experiment 3	216
4.1	Überleitung und Hypothesen	216
4.2	Methoden Experiment 3	217
4.2.1	Stichprobe	217
4.2.2	Versuchsplan	218
4.2.2.1	<i>Regelung aufgrund der Spontanfluktuationen</i> <i>(NS.SCRs)</i>	219
4.2.2.2	<i>Regelung aufgrund der NS.SCRs und der mittleren</i> <i>Herzrate</i>	220
4.2.2.3	<i>Regelung aufgrund der NS.SCRs und der</i> <i>Herzratenvariabilität</i>	220
4.2.2.4	<i>Art der Blockdarbietung</i>	221
4.2.3	Geräte und Online-Datenparametrisierung	224

4.2.4	Subjektive Daten	226
4.2.5	Versuchsdurchführung.....	226
4.3	Statistische Auswertung.....	229
4.3.1	Physiologische Daten	229
4.3.2	Subjektive Daten	231
4.4	Ergebnisse	232
4.4.1	Regelung nach NS.SCRs.....	232
4.4.1.1	<i>Spontanfluktuationen (NS.SCRs)*</i>	232
4.4.1.2	<i>Summenamplitude der NS.SCRs</i>	233
4.4.1.3	<i>Herzrate</i>	234
4.4.1.4	<i>Herzratenvariabilität</i>	235
4.4.1.5	<i>Atmung</i>	236
4.4.2	Regelung nach NS.SCRs und Herzrate.....	237
4.4.2.1	<i>Spontanfluktuationen (NS.SCRs)*</i>	238
4.4.2.2	<i>Herzrate*</i>	240
4.4.2.3	<i>Summenamplitude der NS.SCRs</i>	241
4.4.2.4	<i>Herzratenvariabilität</i>	242
4.4.2.5	<i>Atmung</i>	243
4.4.3	Regelung nach NS.SCRs und Herzratenvariabilität	244
4.4.3.1	<i>Spontanfluktuationen (NS.SCRs)*</i>	244
4.4.3.2	<i>Herzratenvariabilität*</i>	246
4.4.3.3	<i>Summenamplitude</i>	247
4.4.3.4	<i>Herzrate</i>	248
4.4.3.5	<i>Atmung</i>	250
4.4.4	Vergleich der physiologischen Maße über alle drei Regelungsmodi..	251
4.4.4.1	<i>Spontanfluktuationen (NS.SCRs)*</i>	251
4.4.4.2	<i>Herzrate*</i>	252
4.4.4.3	<i>Herzratenvariabilität*</i>	254
4.4.4.4	<i>Summenamplitude der NS.SCRs</i>	255
4.4.4.5	<i>Atmung</i>	257
4.4.5	Turbulenzumschaltungen in Abhängigkeit vom Regelungsmodus....	258

4.4.6	Fragebogen zum subjektiven Beanspruchungserleben	259
4.4.6.1	<i>Faktor 1a „Ermüdung“</i>	<i>259</i>
4.4.6.2	<i>Faktor 1b „Positive Affektivität“</i>	<i>260</i>
4.4.6.3	<i>Faktor 2 „Stress“</i>	<i>261</i>
4.4.6.4	<i>Faktor 3 „Negative Affektivität“</i>	<i>263</i>
4.4.6.5	<i>Faktor 4 „Monotonie“</i>	<i>264</i>
4.4.7	Fragebogen zur Allgemeinen zentralen Aktiviertheit (AZA-Skala) ..	266
4.4.8	Fragebogen zur erlebten Anstrengung (Anstrengungsskala)	267
4.4.9	Partielle Korrelationen der subjektiven Daten	268
4.4.9.1	<i>Partielle Korrelationen für den Regelungsmodus nach NS.SCRs</i>	<i>269</i>
4.4.9.2	<i>Partielle Korrelationen für den Regelungsmodus nach NS.SCRs und Herzrate</i>	<i>270</i>
4.4.9.3	<i>Partielle Korrelationen für den Regelungsmodus nach NS.SCRs und Herzratenvariabilität</i>	<i>271</i>
4.5	Diskussion Experiment 3	273
4.5.1	Regelung nach NS.SCRs	273
4.5.2	Regelung nach NS.SCRs und Herzrate	274
4.5.3	Regelung nach NS.SCRs und Herzratenvariabilität	277
4.5.4	Vergleich der drei Regelungsmodi	280
4.5.5	Turbulenzumschaltungen in Abhängigkeit vom Regelungsmodus	281
4.5.6	Subjektive Daten	282
4.5.7	Grundlegende Probleme und Kritik	284
4.5.7.1	<i>Regelkreisstabilität</i>	<i>285</i>
4.5.7.2	<i>Sollwert-Ermittlung</i>	<i>287</i>
4.5.7.3	<i>Gewählte physiologische Maße</i>	<i>289</i>
4.5.7.4	<i>Bildung von Experimental- und Kontrollgruppen</i>	<i>290</i>
4.5.7.5	<i>Statistische Auswertung</i>	<i>292</i>

5. Zusammenfassende Diskussion.....	293
5.1.1 Rückblick.....	293
5.1.2 Ausblick: Praktische Implikationen für die Anwendung der adaptiven Automatisierung im Feld.....	295
6. Zusammenfassung.....	298
7. Literatur.....	301
8. Anhang.....	A 1

1. Theoretischer Hintergrund

1.1 Gegenstand und Problemstellung

Seit den Tagen der Industriellen Revolution im 19. Jahrhundert hat sich in den folgenden Jahrzehnten – speziell mit der Einführung der ersten Computer in der Zeit nach dem Zweiten Weltkrieg sowie der Entwicklung von Mikroprozessoren Anfang der 70er Jahre des vergangenen Jahrhunderts – ein Wandel von vorwiegend körperlicher Arbeit hin zu kognitiv anspruchsvollen Tätigkeiten vollzogen. Heute befinden wir uns in einer Ära der „intelligenten Automatisierung“, womit der Schwerpunkt im Grad der mentalen Beanspruchung liegt.

Damit komplexe Mensch-Maschine-Systeme reibungslos funktionieren können, ist ein gewisser Grad von Aufmerksamkeit seitens des Bedieners unabdingbar. Mit zunehmendem Automatisierungsgrad wird der Bediener jedoch immer mehr in die Rolle eines System-Überwachers zurückgedrängt, der kaum Einflussmöglichkeiten hat, was zu einem erheblichen Rückgang der Vigilanz (Daueraufmerksamkeit) führt. Sollte es unerwartet zu Änderungen hinsichtlich situationaler Anforderungen bzw. zu Systemausfällen kommen, ist der Bediener oftmals nicht oder nur unzureichend imstande, innerhalb kurzer Zeit adäquat einzugreifen. Dies liegt in einer mangelnden Systemzustands-Kennntnis als Folge einer verringerten Vigilanz begründet (sog. *situational* oder *mode awareness*; Endsley, 1996). Ziel muss es also sein, die Vigilanz und somit auch das Situationsbewusstsein des Bedieners innerhalb eines Mensch-Maschine-Systems aufrechtzuerhalten.

Als praktisches Beispiel solch komplexer Mensch-Maschine-Interaktionen dient die Luftfahrt. Nach langen Flugzeiten im Autopilotmodus (z. B. bei Transatlantikflügen) kann eine adäquate Reaktion auf plötzliche Änderungen der Situation (z. B. gefährliche Begegnungen) verlangsamt und unpräzise erfolgen. Grund: Die Vollautomatisierung im Cockpit führt zunächst zu einer verringerten Beanspruchung des Piloten (was zunächst vorteilhaft erscheinen mag), aber gleichzeitig auch zu einem Nachlassen der Vigilanz. Es wird dann häufig das sog. „*out of the loop performance problem*“ beobachtet (Endsley, 1996). D. h., der Operator des Systems (in diesem Fall der Pilot) befindet sich systemtheoretisch betrachtet nicht mehr im Regelkreis seiner Überwachungstätigkeit. Bei einer plötzlich erforderlichen Umschaltung vom automatischen in den manuellen

Modus entstehen daher Leistungsminderungen durch Defizite infolge abnehmender Vigilanz (reduzierte Aktivierung durch Unterforderung), der Unkenntnis des momentanen Systemzustandes und von Motivationseinbußen (Sich-Verlassen auf die Automatik).

Ein Ausweg aus diesem Dilemma könnte in einem Automatisierungsmodus bestehen, der sich den Gegebenheiten anpasst, insbesondere dem Bediener. Bei sog. „Adaptiver Automatisierung“ handelt es sich um eine dynamische Veränderung des Automatisierungsgrades mit dem Ziel, eine ständig ausreichende mentale Beanspruchung sicherzustellen, um zu verhindern, dass die aufgabenbezogene Aktivierung des Operators unter ein kritisches Minimum sinkt. Der Operator soll stets ausreichend Kenntnis über den Systemzustand des zu bedienenden Systems haben, um im Ernstfall entsprechende Maßnahmen ergreifen zu können. Bei Unterforderung würde ein solches adaptives System dem Bediener in verstärktem Maße zu manuellem Eingreifen auffordern, bei Überforderung hingegen auf eine höhere Automatisierungsebene wechseln, um so den Bediener vorübergehend zu entlasten.

Allerdings stellt sich hierbei die Frage: Welche Parameter können als Beanspruchungsindikatoren herangezogen werden, insbesondere im Rahmen mentaler Beanspruchung, welcher in Mensch-Maschine-Systemen große Bedeutung zukommt? Psychophysiologische Variablen, wie z. B. das EEG, die elektrodermale Aktivität (EDA) oder kardiovaskuläre Maße (z. B. die aus dem EKG abgeleitete Herzrate und Herzratenvariabilität), kommen als Indikatoren sowohl erhöhter Aktivierung (Arousal) als auch rückläufiger Vigilanz in Frage. In einem Mensch-Maschine-System, das auf adaptiver Automatisierung basiert, müssten diese psychophysiologischen Maße kontinuierlich erfasst und unmittelbar parametrisiert werden, ohne dabei das Befinden des Bedieners bzw. die Bearbeitung der Aufgabe zu beeinträchtigen. Dabei gibt es nicht die *eine* Variable, mit welcher alle Aspekte rückläufiger Vigilanz bzw. unterschiedliche Arousal-Ebenen abgedeckt sind. Vielmehr ist es erforderlich, mehrere physiologische Systeme zu betrachten, um so ein vollständiges Bild sowohl verschiedener Arousal- und Aufmerksamkeitssysteme als auch der mentalen Beanspruchung zu erlangen (Boucsein & Backs, 2000; De Waard & Mulder, 2006; Gomer, 1981; Lee & Liu, 2003; Satchell, 1993; Schandry, 1998; Wilson & O'Donnell, 1988; Zaidel, 1985).

Ziel der vorliegenden Dissertation ist es,

- die Brauchbarkeit psychophysiologischer Maße – im Besonderen peripher-physiologischer Variablen – für ein adaptives Mensch-Maschine-System bei der Bedienung eines Flugsimulators zu überprüfen
- und in einem nächsten Schritt die aussagekräftigsten physiologischen Parameter als Grundlage für einen auf adaptiver Automatisierung basierenden Regelalgorithmus heranzuziehen.

1.2 Automatisierung

1.2.1 Definition

Billings (1997, S. 6f.) definiert den Begriff „Automatisierung“ wie folgt: Automatisierung bezieht sich auf Systeme bzw. Methoden, bei welchen eine Vielzahl von Produktionsprozessen automatisch von autonom arbeitenden Maschinen oder elektronischen Vorrichtungen ausgeführt oder gesteuert werden. Automatisierung kann als Werkzeug aufgefasst werden, mit dessen Hilfe ein menschlicher Bediener Aufgaben ausführt, die sonst wesentlich schwieriger oder gar nicht zu bewältigen wären. Des Weiteren dient Automatisierung dem Zweck, dass der menschliche Bediener sie so lenken kann, dass sie eine Aufgabe, die normalerweise verstärkt menschliche Aufmerksamkeit bzw. Anstrengung erfordert, weitgehend unabhängig bewältigen kann.

Automatisierte Technologie ist aus dem täglichen Leben nicht mehr wegzudenken. Sie entlastet den Bediener sowohl im Berufs- als auch Privatleben, übernimmt Tätigkeiten, die für Menschen gefährlich sind, führt zu erhöhter Flexibilität von Prozessabläufen, fördert Zeitersparnis und Wirtschaftlichkeit und kann Leben retten (z. B. in Form von Herzschrittmachern oder intensivmedizinischen Geräten).

Betrachtet man die geschichtliche Entwicklung der Automatisierung bis zum heutigen Tag, gehen diese Errungenschaften allerdings auch mit Nachteilen einher, wie in den nachfolgenden Ausführungen deutlich wird.

1.2.2 Entwicklung der Automatisierung

Ausgehend von der reinen Handarbeit, bei der der Mensch sowohl seine Muskelkraft einsetzt als auch den Bearbeitungsprozess als solches regelt, kamen im Laufe der Jahrhunderte Überlegungen auf, wie derartige Arbeiten erleichtert werden könnten. Die Entwicklung von der Handarbeit über die Mechanisierung hin zur Automatisierung von Arbeitsabläufen lässt sich am Beispiel der Schneidwarenfertigung nachvollziehen. In den Anfängen trieb ein Schleifer den Schleifstein mit einem Fußpedal an und schärfte dabei gleichzeitig die Klingen an dem sich drehenden Stein. Später erfolgte der Schleifsteinantrieb mechanisch mittels Wasserrädern, die die Wasserkraft über einen Keilriemen auf den Schleifstein übertrugen. Die *Erste Industrielle Revolution* im 19. Jahrhundert ging mit der Verbreitung der Dampfmaschine in Europa und den USA einher, so dass Schneidwaren nicht mehr nur in einzelnen Schleiferkotten, sondern auch in Fabriken gefertigt werden konnten. Dies stellte eine Mechanisierung der Schleiferarbeit dar, bei der der Arbeiter nach wie vor den Prozess des Schleifens selbst regelte, indem er die Klinge an den Schleifstein hielt und das Ergebnis fortlaufend überprüfte. Seit der Einführung computergesteuerter Systeme im Zuge der *Digitalen Revolution* ist es heute möglich, die Schneidwarenherstellung dahingehend zu automatisieren, dass der Facharbeiter über eine Tastatur die relevanten Parameter für die Bearbeitung eines Metallstücks programmiert und die vollautomatisch ablaufenden Bearbeitungsprozesse des Schleifautomaten überwacht. Ein direktes Eingreifen ist hier nur bei Störfällen notwendig.

Neben der Entwicklung der Automatisierung setzten sich im Zuge der sog. *Zweiten Industriellen Revolution* die Überlegungen Taylors (1913) durch, Kopf- und Handarbeit voneinander zu trennen und Arbeitsprozesse in kleinste Tätigkeitselemente zu unterteilen und somit auf wenige Handgriffe zu reduzieren (sog. „*scientific management*“; Billings, 1997, S. 58). Ermöglicht wurde dies durch die Einführung des Fließbandes, womit minimale Anforderungen an die Arbeiter gestellt wurden, so dass sie günstiger und jederzeit austauschbar waren (Ford, 1922; Ulich, 2001). Eine bekannte Anekdote hierzu liefert der Automobilproduzent Henry Ford. Als er im Jahre 1910 den Schlachthof von Chicago besichtigte, sah er, wie die Metzger Schweine schlachteten und zerlegten. Die geschlachteten Schweine hingen an einer Art Förderband von der Decke und konnten von einem Metzger zum nächsten weitergeschoben werden. Jeder einzelne Metzger hatte so nur ein paar Handgriffe auszuführen, bevor er das Schwein an

den Kollegen weitergab. Aufgrund dieser Beobachtungen stellte Henry Ford Überlegungen an, wie er dieses Prinzip auf den gerade aufkommenden Automobilbau übertragen könnte mit dem Unterschied, dass einzelne Teile – vergleichbar mit den Einzelteilen eines Schweines – schließlich zu einem kompletten Auto zusammengefügt wurden. Die daraus resultierende, durch das Fließband getaktete Arbeitsweise war mit Monotonie bei gleichzeitigem Schnelligkeits- und Aufmerksamkeitserfordernis verbunden, was beispielsweise von Charlie Chaplin im Film „*Moderne Zeiten*“ in sarkastischer Weise auf die Spitze getrieben wurde (Parasuraman & Riley, 1997). Maschinen waren zur damaligen Zeit leistungsmäßig begrenzt und unflexibel, so dass sich der Bediener der Maschine anpassen musste, was zeitweilig sogar mit Gefahren verbunden war (siehe Hancock, Chignell und Loewenthal, 1985a, S. 627). In späteren Jahren erkannte man ähnliche Arbeitsstrukturen auch in anderen Berufszweigen und vor allem auch ihre gesundheitlichen Auswirkungen. Z. B. untersuchte Ferguson (1973) arbeitsbedingten Stress bei Telegrafisten in Australien. Diese Tätigkeit war monoton, erforderte jedoch eine hohe Befähigung mit ausgeprägter Konzentrationsfähigkeit inmitten von Lärm und anderen ablenkenden Faktoren. Hinzu kam noch der vom Telegrafie-Gerät aufgezwungene Arbeitstakt infolge der Automatisierung dieser Geräte. Die Betroffenen waren eher anfällig für Neurosen und Erkrankungen wie Asthma, Bronchitis, Muskelschmerzen im Rumpfbereich durch einseitige Körperhaltung (*trunk myalgia*) sowie für Alkohol- und Nikotinabusus.

1.2.3 Automatisierung in der Luftfahrt

Neben den Neuerungen im industriellen Bereich gewann die Automatisierung auch in der Luftfahrt an Bedeutung. Mit dem Ersten Weltkrieg fand das Flugzeug erste militärische Verwendung. Es folgte eine rasche Weiterentwicklung, so dass in den 30er Jahren des vergangenen Jahrhunderts bereits die ersten Linienflüge durchgeführt werden konnten. Im Zweiten Weltkrieg entwickelte sich die zweite Generation von Flugzeugen, die als kriegsentscheidende Waffe eingesetzt wurden (Billings, 1991). Dies war vor allem auf den Einbau von Autopiloten sowie die Verfeinerung der daran gekoppelten Navigationstechnik zurückzuführen, die mit VOR(*very high-frequency omnirange*)-Transmittern arbeitete. Diese operierten im Vergleich zu Vorläufersystemen im höheren Frequenzbereich und waren weitgehend von Störeinflüssen abgeschirmt, z. B. infolge von Frequenzinterferenzen. In der Nachkriegszeit konnte eine

Zunahme von Flügen einschließlich Langstreckenflügen verzeichnet werden, was vor allem mit der rasanten Weiterentwicklung der Autopilot-Technologie sowie der Einführung des Turbinenantriebs Ende der 50er Jahren des vergangenen Jahrhunderts zusammenhing. Mit diesen Weiterentwicklungen wurden auch die Cockpits vom Instrumentarium her immer umfangreicher, so dass nicht alle Geräte von Pilot und Co-Pilot auf einmal bedient werden konnten. Auch die Anordnung der Cockpitinstrumente änderte sich dahingehend, dass die bisher analogen Instrumente digitalisiert auf Bildschirmen hinter einer durchsichtigen Abdeckung zusammengefasst wurden (sog. „*glass cockpits*“; Wiener, 1989; siehe auch Beere, 2005). Hierbei können im „*Primary Flight Display*“ Daten wie Flughöhe, Geschwindigkeit und Steig-/Sinkrate abgelesen werden. Das Navigationsdisplay stellt eine Art digitale Landkarte mit der aktuellen Flugroute dar unter Angabe von Funkfeuer, Wetterdaten und nächstgelegenen Flughäfen. Schließlich gibt es noch das „*Engine Indication and Crew Alerting System (EICAS)*“, welches als Triebwerkstatusanzeige fungiert. Durch diese Neuerungen ist es möglich geworden, mehrere Instrumente integriert zu beobachten (*one-instrument scan*; Sarter, 1997). Systemdesigner sprechen auch von „*soft displays*“, da durch die digitale Darstellungsweise Informationen in vielfältiger Weise abgebildet werden können, z. B. hinsichtlich Symbolen, Farben, Text und dreidimensionalen Grafiken (Wiener, 1985). Etwaige Ausfälle im „*glass cockpit*“ sind durch Backup-Systeme mit mehreren Computern abgesichert. Wiener und Curry (1980) geben acht Gründe für die Cockpit-Automatisierung an: (1) Die Technologie ist verfügbar. (2) Sie soll die Sicherheit im Flugverkehr erhöhen. (3) Sie bietet Vorteile hinsichtlich Wirtschaftlichkeit, Zuverlässigkeit und Wartung. (4) Sie soll zur Entlastung des Piloten beitragen. (5) Sie ermöglicht genauere Flugmanöver und Navigation. (6) Es besteht nur geringer Platzbedarf im Cockpit aufgrund des „*glass cockpit*“-Designs. (7) Sie begegnet speziellen Erfordernissen bei militärischen Einsätzen.

Mit dem Fortschreiten der Cockpit-Automatisierung hat aber gleichzeitig auch die Distanz des Piloten zum bedienenden System zugenommen (Jorna, 2000). Die folgende Abbildung verdeutlicht dies:

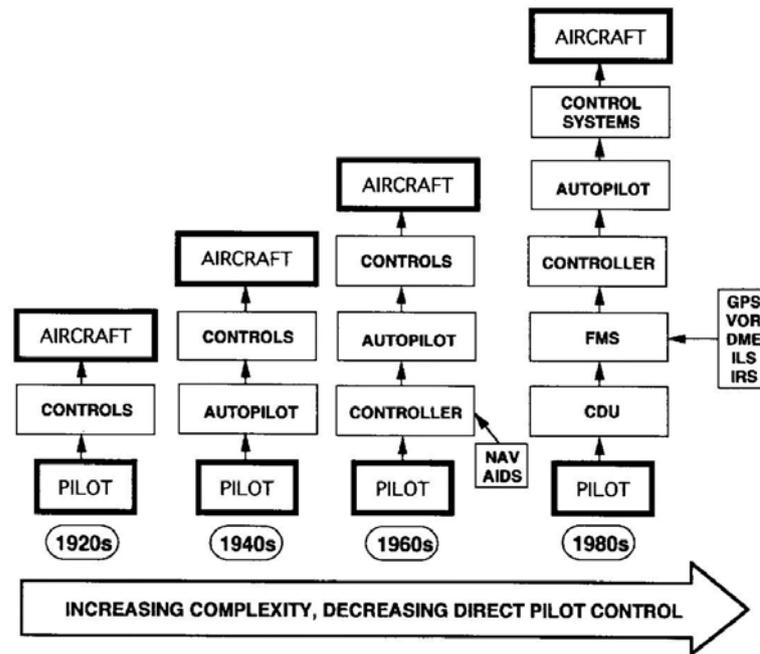


Abb. 1.1: Auswirkungen der zunehmenden Komplexität auf die Mensch-Maschine-Interaktion (Beispiel Pilot – Flugzeug); aus: Billings, 1997, S. 36

Wie aus Abb. 1.1 leicht nachzuvollziehen ist, hat der Pilot in der neuesten Generation von Cockpit-Systemen keinerlei Zugriffsmöglichkeiten, wenn eines der zwischengeschalteten Module eine Fehlinformation an das nächste Modul gibt (Wiener, 1985). Gleichzeitig besteht das Problem, dass bei mehreren hintereinandergeschalteten Teilsystemen eine Rückmeldung an den Piloten zeitlich verzögert erfolgt, so dass der Pilot möglichen Fehlern nicht unverzüglich begegnen kann (Sarter, Woods & Billings, 1997). Des Weiteren sind diese Teilsysteme so aneinandergeschaltet, dass der Pilot nicht mehr weiß, wie er diese überhaupt koordinieren soll (Amalberti & Sarter, 2000).

Der oben beschriebene Werdegang stellt nur einen kurzen historischen Abriss dar. Einen ausführlichen Überblick über die Entwicklung der Automatisierung sowohl im Industrie- als auch Luftfahrtbereich geben z. B. Billings (1991, 1997) sowie Norman, Billings, Nagel, Palmer, Wiener und Woods (1988).

Im Folgenden wird die Rolle der Automatisierung innerhalb von Mensch-Maschine-Interaktionsprozessen noch näher beleuchtet, insbesondere im Hinblick auf die Funktionszuteilung.

1.2.4 Die Rolle der Automatisierung in der Mensch-Maschine-Interaktion

Die bisher betrachtete Entwicklung könnte zu der Annahme verleiten, dass Menschen in zunehmendem Maße zu „Schräubchen im Getriebe“ werden, die den wirtschaftlichen und technologischen Erfordernissen unterworfen sind, das Maximum an Leistung und Konkurrenzfähigkeit aus Systemen herauszuholen. In dieser Sichtweise liegt ein Funken Wahrheit, jedoch muss eine derartige Vision nicht unbedingt zutreffen. Es gibt durchaus eine alternative Gestaltungsphilosophie. Da Menschen zwangsläufig für Systemabläufe verantwortlich sind, ist es unabdingbar, dass sie sich ihrer Verantwortung bewusst sind und entsprechende Befugnisse haben, dieser gerecht werden zu können. Hierzu müssen Gestaltungsprinzipien der Mensch-Maschine-Interaktion so beschaffen sein, dass sie die Systembediener in ihrer Arbeit und Verantwortung unterstützen (Rouse, 1991, S. 2f.).

1.2.4.1 Grade der Automatisierung

Nach Sheridan und Verplank (1978) werden zehn Stufen der Automatisierung (sog. „*levels of automation - LOAs*“) unterschieden:

- (1) Der Computer bietet keine Unterstützung, d. h., der Bediener macht alles selbst.
- (2) Der Computer zeigt eine Liste mit Handlungsalternativen auf und
- (3) schränkt die Auswahl auf einige wenige ein.
- (4) schlägt eine Handlungsalternative vor.
- (5) führt diesen Handlungsvorschlag aus, wenn der Bediener diesem zustimmt.
- (6) räumt dem Bediener begrenzt Zeit ein, sich gegen eine Operation zu entscheiden, bevor diese automatisch ausgeführt wird.
- (7) führt automatisch aus und informiert dann den Bediener.
- (8) informiert den Bediener nur dann, wenn er ausdrücklich danach fragt.
- (9) informiert den Bediener, wenn er (der Computer) dies für richtig hält.
- (10) Der Computer entscheidet alles selbstständig und handelt völlig autonom ohne Rücksicht auf den Bediener.

Bei den ersten fünf Stufen liegt die endgültige Entscheidung noch beim menschlichen Bediener, ob ein Befehl ausgeführt wird oder nicht. Ab der sechsten Stufe ist dies hingegen nicht mehr der Fall. Allerdings hinterfragt Inagaki (2003a), ob es wirklich immer von Vorteil ist, wenn die endgültige Entscheidung stets beim menschlichen Bediener liegt. Wenn ein Bediener das Hilffsystem erst umständlich instruieren und

überwachen muss, kann er die Aufgabe auch gleich ohne dieses Hilfssystem ausführen (Rouse, 1988, S. 432; zit. nach Inagaki, 2003a, S. 157). Inagaki, Moray und Itoh (1997) schlugen in dem oben beschriebenen 10-Stufen-Modell der Automatisierungsgrade noch eine zusätzliche Stufe zwischen Stufe 6 und 7 vor, d. h., das System zeigt eine Liste mit Handlungsalternativen auf und führt eine dieser Handlungsalternativen automatisch aus, nachdem es dem Bediener stets zuvor mitteilt, was es zu tun gedenkt. Dies dient der Vermeidung von Missverständnissen bzw. Fehlinterpretationen, wenn der Notfall das Eingreifen des Systems erfordert. Auf diese Weise kann der Bediener nachvollziehen, warum das System bestimmte Operationen ausführt. Dies ist im Sinne eines Konzepts, das sich „*human-centered design*“ nennt, worauf nachfolgend näher eingegangen wird.

1.2.4.2 Statische vs. flexible Funktionsallokation und „*human-centered design*“

Der traditionelle Ansatz der Automatisierung basiert auf einer statischen Funktionsallokation, bei der entweder der Mensch oder die Maschine die Kontrolle übernimmt. Dies spiegelt sich in dem sog. MABA-MABA-Konzept wider (*Men Are Better At - Machines Are Better At*; Fitts, 1951a,b). In MABA-MABA-Listen werden menschliche und maschinelle Stärken und Schwächen gegenübergestellt, was als Entscheidungshilfe für die Festlegung der Mensch-Maschine-Funktionsteilung gedacht ist. Nach Rouse (1991) unterscheidet man drei Formen der Funktionsteilung:

1. Bei der Vergleichsallokation wird verglichen, welche Aufgaben von welcher Seite – Mensch oder Maschine – am besten gelöst werden können.
2. Bei der „leftover“-Allokation verbleiben alle Aufgaben, die nicht von einem System übernommen werden können, beim Menschen als Bediener.
3. Bei der ökonomischen Allokation richtet sich die Aufgabenallokation nach wirtschaftlichen Gesichtspunkten.

Die Aufteilung der Kontrolle durch den Menschen bzw. die Maschine kann nach Sheridan (1992) auf drei Arten erfolgen:

1. Die Maschine kann die Fähigkeiten des Menschen erweitern (z. B. Computerunterstützung beim Steuern und Bremsen eines Autos) und auch durch ihn unterstützt werden (z. B. übt der Pilot eines Flugzeuges zusätzliche Kontrolle über die Maschine aus, wenn ein Manöver vom Autopiloten nicht zufriedenstellend erfolgt ist).

2. Das System übernimmt Aufgaben, die den Bediener momentan überfordern (z.B. eine Spurhalteunterstützung in einem Auto).
3. Die Aufgabenteilung zwischen Mensch und Maschine erfolgt in komplementärer Weise.

Ingenieure bevorzugen zumeist die sog. „leftover“-Strategie, d. h., Aufgaben werden nur beim Menschen belassen, wenn sie nicht automatisierbar sind (Bailey, 1982; Hancock, Chignell & Loewenthal, 1985a; Ulich, 2001). Im Flugbereich würde das heißen „Kann ein Pilot das machen?“ statt „Ist das die Art und Weise, wie ein Pilot die Aufgabe ausführen sollte?“ (Scerbo, Freeman, Mikulka, Parasuraman, Di Nocero & Prinzel, 2001). Es besteht hierbei die Gefahr von Fehlanwendungen der Automatisierung in der Mensch-Maschine-Interaktion. Parasuraman und Riley (1997) beschreiben hierbei drei Aspekte:

1. *Misuse*: Der Bediener verlässt sich zu sehr auf die eingesetzte Technologie, so dass seine Wachsamkeit und Entscheidungen beeinträchtigt werden können.
2. *Disuse*: Der Bediener greift nicht auf die Automatisierung zurück, da sie z.B. eine hohe Fehlalarmquote aufweist.
3. *Abuse*: Designer wie auch Arbeitgeber implementieren Automatisierung, ohne dabei die Auswirkungen auf den Bediener zu berücksichtigen. Der Bediener wird zur Nebenerscheinung der Automatisierung degradiert. Dieser missbräuchliche Einsatz automatisierter Technologie kann zu den ersten beiden Fehlanwendungen führen.

Der traditionelle MABA-MABA-Ansatz mit einer strikten Tätigkeitsaufteilung ist im Laufe der Zeit vor allem seitens der Systembediener auf wenig Gegenliebe gestoßen. Rouse (1994, S. 29) stellte hierbei die Frage, warum Funktionen und Aufgaben strikt nur einer Seite zugewiesen werden. Seiner Ansicht nach gibt es viele Situationen, in denen sowohl der Mensch als auch der Computer eine Aufgabe bewältigen können. Diese Einsicht führte zu der Unterscheidung zwischen statischer und dynamischer Funktionsallokation und der Überlegung, dass der Grad der Computerunterstützung je nach Situation variiert werden könnte. Diese Sichtweise spiegelt den Ansatz des sog. „*human-centered design*“ wider, d. h. einer personenzentrierten Ausrichtung zu bedienender Anlagen in der Mensch-Maschine-Interaktion. Nach Rouse (1991) sowie Wickens und Hollands (2000b) sind hierbei einige Aspekte von Bedeutung: (1) Ein

Aspekt bezieht sich auf die Implementierung benutzerfreundlicher Bedieneroberflächen. Beispielsweise sollte ein Pilot auf Antrieb sehen können, wieviel Schub ein Triebwerk hat oder inwieweit der Autopilot Anpassungen vornehmen muss, um die Maschine auf Kurs zu halten. Ein weiteres Beispiel ist das „*Traffic Alert and Collision Avoidance System (TCAS)*“, welches den Piloten vor einer drohenden Kollision warnt und ihm mitteilt, ob er in den Sink- oder Steigflug übergehen muss. Gleichzeitig zeigt das TCAS auch die Position des anderen Flugzeugs an, das sich auf Kollisionskurs befindet, so dass der Pilot auch den Grund sieht, warum das TCAS ihn warnt. (2) Des Weiteren muss der Bediener stets auf dem Laufenden sein, um nicht dem „*out of the loop*“-Problem zum Opfer zu fallen. Hierbei unterscheiden Endsley und Kiris (1995) fünf Ebenen der Aufgabeninvolviertheit auf einem Automatisierungskontinuum von „gar nicht automatisiert“ bis „vollautomatisiert“. Gleichzeitig wird abgetragen, wieviel Entscheidungsgewalt beim Bediener bzw. beim System liegt. Aus der Sicht des bedienerzentrierten Ansatzes sollte ein höherer Automatisierungsgrad nur dann zum Einsatz kommen, wenn es dringend erforderlich ist (siehe Wickens, Gordon & Liu, 1998). (3) Dabei gilt es, die Fähigkeiten des Bedieners aufrechtzuerhalten, so dass er in Notsituationen z. B. ein Flugzeug auch manuell steuern und sicher landen kann. Gleichzeitig müssen dem Operator aber auch die Funktionsweisen eingesetzter Algorithmen nahegebracht werden, derer sich automatisierte Systeme bedienen, was auch ein Training hinsichtlich zu erwartender Automationsausfälle und deren Ursachen einschließt. (4) Hierbei sollte Automatisierung so eingesetzt werden, dass der Bediener sie als Unterstützung empfindet und nicht als Ersatz menschlicher Leistung. (5) Zudem sollte Automatisierung flexibel sein, so dass der Bediener stets die Option hat, inwieweit er sich ihrer bedient oder nicht. Hierbei sind sowohl inter- als auch intraindividuelle Unterschiede zu berücksichtigen.

Auch Billings (1997) formulierte ähnliche Prämissen zur personenzentrierten Flugautomatisierung, die im Wesentlichen ausdrücken, dass der Pilot letzten Endes derjenige ist, der trotz Automatisierung nach wie vor für die Flugsicherheit verantwortlich ist und somit auch die Möglichkeit haben muss, das Flugzeug während des gesamten Fluges unter Kontrolle zu haben.

In der Mensch-Maschine-Interaktion unterscheiden Parasuraman, Sheridan und Wickens (2000) vier Funktionsklassen: (1) Informationsgewinnung, (2) Informations-

analyse, (3) Entscheidungsauswahl und (4) Handlungsumsetzung. In jeder dieser Funktionsklassen kommen unterschiedliche Automatisierungsgrade zum Tragen (gemessen an den LOAs nach Sheridan und Verplank, 1978, siehe Abschnitt 1.2.4.1), was auch von der Art der Aufgabe abhängt. Nach langer Diskussion darüber, welcher Automatisierungsgrad nun der geeignetste sei, wies Sheridan (2002) darauf hin, dass die Informationsgewinnung und -analyse überwiegend automatisiert erfolgen, Entscheidungsprozesse hingegen beim Bediener verbleiben sollten. Die Initiierung der Handlungsumsetzung soll ebenfalls vom Menschen ausgehen, z. B. die Weitergabe von Aufgaben an den Autopiloten bzw. an das Flight Management System (FMS). Ausnahmen bilden hier außergewöhnliche Ereignisse, z. B. eine drohende Bodenkollision. Hierbei gibt das „*ground proximity warning system - GPWS*“ einen Warnhinweis an den Piloten, damit dieser die Möglichkeit hat, die Maschine wieder in den Steigflug zu bringen. Sollte der Pilot nicht reagieren, übernimmt das System die Kontrolle, um eine Kollision zu verhindern. Ein weiteres Beispiel findet sich in der lateralen und vertikalen Flugzeugnavigation (LNAV bzw. VNAV): Während des Abhebens der Maschine übernimmt der Pilot in der Regel die Kontrolle beider Funktionen. In der Steigphase regelt der Pilot die LNAV-Funktion und überlässt die VNAV-Funktion dem System. Im Geradeausflug schaltet der Pilot meist den Autopilot ein, der dann beide Funktionen steuert. Im Sink- bzw. Landeanflug übernimmt der Pilot dann wieder eine der beiden Funktionen. Die Aufgabenteilung ist also situationsabhängig.

In Laborstudien wurde ebenfalls der Frage nachgegangen, wer in der Mensch-Maschine-Interaktion bestimmen sollte, wann Aufgaben automatisiert werden. Harris, Hancock, Arthur und Caird (1995) untersuchten unter verschiedenen Bedingungen die Leistung bei einer Tracking-Aufgabe in einer Multitasking-Umgebung. In der ersten Bedingung erfolgte eine vollständig manuelle Bedienung. In der zweiten Bedingung wurde die Tracking-Aufgabe von der Automatik übernommen. In der dritten Bedingung konnte der Bediener selbst entscheiden, ob er den automatischen Modus aktivieren wollte oder nicht. Im Hinblick auf ein effizientes Ressourcenmanagement erwies sich die dritte Bedingung als geeigneter. Allerdings merkten bereits Harris, Goernert, Hancock und Arthur (1994) an, dass die vom Bediener aus aktivierte Automatisierung eher nachteilig ist, wenn Beanspruchungsveränderungen für den Bediener unerwartet und abrupt eintreten.

Wie wichtig die Durchsetzung einer personenzentrierten Sichtweise in der Gestaltung der Mensch-Maschine-Interaktion ist, lässt sich beispielhaft anhand der Bedienung eines hochautomatisierten Flugzeugcockpits zeigen. Darauf geht der folgende Abschnitt näher ein.

1.3 Die Rolle des Piloten im hochautomatisierten Cockpit

Die vorstehend geschilderte Allokationsproblematik zeigt sich besonders deutlich in Flugzeug-Cockpits der neuesten Generation. Welche Probleme hierbei auftreten können, wird im Folgenden geschildert.

1.3.1 Pilotenfehler

In den heutigen Flugzeugsystemen besteht das Problem, dass viele Systemprozesse im Hintergrund ablaufen, oftmals mit mehreren hintereinandergeschalteten Computern (wir erinnern uns an Abb. 1.1), so dass der Pilot keinen Einblick in diese Prozesse hat (Hopkins, 1987). Zum einen soll dies eine Informationsüberfrachtung (*information overload*) des Piloten verhindern, zum anderen fehlen dem Piloten bei einem Systemausfall jedoch wichtige Anhaltspunkte hinsichtlich des Systemstatus, ein Umstand, den Pope und Bogart (1992) sowie Prinzel, Pope und Freeman (2001) als „*operator hazardous state of awareness*“ bezeichnen. Schutte und Willshire (1997) merken an, dass technikzentrierte Flugzeugcockpits für eine Vielzahl von Fehlern seitens der Flugbelegschaft verantwortlich sind als Folge der Automatisierung. Daher kann die Bezeichnung „Pilotenfehler“ durchaus irreführend sein, da sie dem Pilot allein die Verantwortung für Zwischenfälle und Unfälle zuweist. Nach Billings (1997) führt man 65 % bis 80 % dieser Unfälle auf menschliches Versagen zurück. Gerade dieser Aspekt – die angebliche Unzuverlässigkeit des menschlichen Piloten – hat zu der Annahme geführt, dass die Leistung eines Systems wesentlich verbessert werden könnte, indem man es vom Piloten weitgehend unabhängig macht (Gomer, 1981; Tattersall & Fairclough, 2003; Wiener, 1989). Nach Schutte, Latorella, Comstock, Rudisill und Trujillo (1999) gilt der Pilot jedoch nach wie vor als „letzte Verteidigungslinie“ oder „Fehlerfilter“ und spielt somit eine wichtige Rolle in der Abwendung von Unfällen. Man spricht zwar sehr oft von Pilotenfehlern als Ursache eines Unglücks, aber niemand weiß, wieviele Unfälle tatsächlich dadurch verhindert werden konnten,

dass ein Pilot aktiv in das Geschehen eingriff. Somit kann die Abgrenzung eines Piloten von kritischen Systemprozessen nicht als Allheilmittel zur Gewährleistung sicherer und effektiv arbeitender Systeme angesehen werden (Tattersall & Fairclough, 2003). Nach Billings (1997) haben gerade die hochautomatisierten Cockpits dazu beigetragen, dass die Wahrscheinlichkeit menschlichen Versagens zugenommen hat. Woods (1996) sprach von „*apparent simplicity, real complexity*“ und bezog sich dabei auf die Vorstellung, dass Automatisierung selbst zu einem Wandel in der Pilot-Automatisierungs-Interaktion geführt hat. Ein Problem besteht in diesem Zusammenhang in der möglichen Inkongruenz der Zielsetzungen des Bedieners und des Systems. Woods (1996, S. 3f. u. 15f.) vergleicht Automatisierung mit einem gebündelten Hardware-Software-Paket, welches aus mehrdimensionalen Veränderungen besteht. Die konventionelle Sichtweise hinsichtlich der Automatisierung von Systemabläufen lässt diese Technologie zunächst einfach erscheinen, da sie Menschen durch Maschinen ersetzt, vermehrt Optionen und Methoden zur Verfügung stellt und somit Menschen für wichtigere Aufgaben freistellt. Die Realität des technologischen Wandels besteht jedoch darin, dass diese technischen Möglichkeiten oft in schwerfälliger Weise (*clumsy*) genutzt werden, was „starke, leise und schwer kontrollierbare Systeme“ zur Folge hat, die teamunfähig sind. So gesehen ist es heute eher zutreffend, Piloten als „*flight managers*“ zu bezeichnen, da sie den größten Teil ihrer Zeit auf die Überwachung von Teilsystemen im Cockpit verwenden (National Research Council, 1982; zit. nach Kantowitz & Campbell, 1996).

Mit dem erhöhten Flugverkehrsaufkommen wurden jedoch nicht nur Piloten, sondern auch die Flugsicherung konfrontiert. Fluglotsen vor ihren Radarbildschirmen tragen im Vergleich zu früher eine zunehmende Verantwortung, da die Flugdichte im Luftraum stark zugenommen hat. Auch hier hat im Laufe der Jahre die Automatisierung der Luftraum-Überwachungsvorrichtungen Einzug gehalten. Systeme wie das „*Automated Radar Terminal System-III (ARTS III)*“ zeigen dem Fluglotsen heute detaillierte Informationen über alle in seinem Überwachungsraum befindlichen Flugzeuge in digitalisierter Form an, die früher im manuellen Betrieb teilweise noch mündlich per Funkkontakt zum Piloten eingeholt werden mussten mit der Gefahr von Unwägbarkeiten (Melton, 1982). Fluglotsen berichten, dass die Einführung neuerer Systeme ihnen die Arbeit erleichtere, obwohl nach wie vor ein hohes Maß an Verantwortung auf ihnen laste. Hinzukommt, dass der Fluglotse inzwischen einen wichtigen Informationskanal

– die mündliche Kommunikation mit dem Piloten – verloren hat, da alle wesentlichen Flugdaten in der digitalen Anzeige erscheinen. Nonverbale Aspekte, wie z. B. der Tonfall der Pilotenstimme als möglicher Anhaltspunkt für eine prekäre Situation an Bord, sind meist nicht mehr vorhanden (Kerns, 1991). Gerade die mündliche Kommunikation kann dazu beitragen, Zwischenfälle außerhalb der Routine gemeinsam zu lösen (sog. „*party line*“-Effekt; Hoogeboom, Joosse, Hodgetts, Straussberger & Schäfer, 2004). Auch hier zeigt sich, dass etwaige Zwischenfälle nicht lapidar als menschliches Versagen interpretiert werden dürfen, da stets mehrere zusammenwirkende Faktoren als Ursachen zu berücksichtigen sind.

1.3.2 Automatisierungsüberraschungen (automation surprises)

Prozesskontrollaufgaben, wie sie heute in nahezu allen Branchen anzutreffen sind, lassen sich im Wesentlichen in drei Abschnitte unterteilen:

- (1) Transiente Phasen, z. B. Start und Landung bei einem Flugzeug, (2) eine gleichförmige Phase („*steady-state operations*“), z. B. der Flug im Autopilotmodus und (3) Phasen der Fehlerbehebung, z. B. bei Störfällen (Wickens, 1992; Moray, 1997).

In den letzten Jahrzehnten hat sich eine Verschiebung in den Aufgabenanforderungen bei der Bedienung hochautomatisierter Anlagen abgezeichnet. Statt aktiven Eingreifens in den Systemprozess führt der Bediener nun überwiegend eine Überwachungstätigkeit aus, befindet sich also größtenteils in der oben beschriebenen „*steady-state*“-Phase, was zu Monotonieerleben, Unterforderung und nachlassender Vigilanz führt (Sheridan, 1987). Kantowitz und Casper (1988, S. 184) merken an, dass es sowohl tragisch als auch ironisch wäre, wenn die derzeitigen Bemühungen der Pilotenbeanspruchungsmessung Erfolg hätten, um dann einer neuen Generation von Flugzeugen gegenüberzustehen, in denen das Beanspruchungsniveau so gering ist, dass eine Messung desselbigen hinfällig wäre. Zusätzlich ergeben sich mangels Anwendungsmöglichkeiten Einbußen manueller Fertigkeiten (*return-to-manual deficits*; Sarter, Woods & Billings, 1997), was im Ernstfall (z. B. bei Störungen, für deren Behebung das System nicht programmiert wurde) zu einem plötzlichen Anstieg der Arbeitsbelastung führt. Hierbei muss der Bediener innerhalb kürzester Zeit die richtigen Entscheidungen treffen mit dem Resultat völliger Überforderung infolge mangelnder Übung, was von Woods und Patterson (2001, S. 291) als das Eskalationsprinzip bezeichnet wird. Dieses Konzept

bezieht sich auf einen Prozess, wie sich Situationen vom routinemäßigen zum Ausnahmezustand verändern. Wenn sich die Probleme hierbei potenzieren, kommt es zu einer Eskalation kognitiver und koordinativer Anforderungen, welche mit mangelnder Systemunterstützung einhergeht. Möglicherweise zeigt das System die Störung an, kann diese aber aufgrund seiner starren „wortwörtlichen“ Programmierung nicht beheben bzw. gibt keine Auskunft darüber, wie der Pilot diese selbst beheben könnte, womit die Fehlerbehebung plötzlich beim Piloten liegt (sog. „*brittle automation*“ bzw. „*literalism*“, Billings, 1997; *decompensation incident*, Sarter, Woods & Billings, 1997). Hieraus ergeben sich nach Wiener (1989) folgende kritische Fragen: Was macht die Maschine? Warum macht sie das? Was wird sie als nächstes tun? Sarter und Woods (1995) fügen die Frage hinzu: Wie um alles in der Welt sind wir in diesen Modus geraten? Hier kommt der Aspekt des Situationsbewusstseins (*situation awareness*, Endsley, 1996; siehe Abschnitt 1.3.3) bzw. der Aufgabeninvolviertheit (*task engagement*) zum Tragen, was Prinzel et al. (2001) auch mit „*hazardous states of awareness assessment*“ in Verbindung bringen. Schnell kann es passieren, dass beispielsweise ein Pilot, der längere Zeit im Autopilotmodus geflogen ist, nicht auf dem neuesten Stand der Dinge ist, was den Systemstatus anbelangt. Dies kann im Notfall wertvolle Zeit kosten (*out of the loop performance problem*; Endsley, 1996).

Ein weiteres Problem bei der Bedienung hochautomatisierter Systeme ist ein übermäßiges Vertrauen bzw. Sich-Verlassen auf die Technik (*self complacency*, z. B. im Falle von Autopilot oder FMS; weitere Ausführung siehe Abschnitt 1.3.4). Bainbridge (1983) spricht in diesem Zusammenhang von den „Ironien der Automatisierung“: Automatisierung ist dann am wenigsten nützlich, wenn die Beanspruchung am höchsten ist. Hancock (1997a) bringt es mit der Umschreibung „*hours of boredom punctuated bei moments of terror*“ auf den Punkt, von Satchell (1993) auch als „*boredom-panic syndrome*“ bezeichnet. Eigentlich sollten hochautomatisierte Systeme den Bediener bei der Problembehebung unterstützen, bürden ihm aber eine erhebliche Last auf, sobald Situationen auftreten, für die das System entweder nicht programmiert worden ist oder in denen das System Aktionen wider Erwarten ausführt (oder auch nicht ausführt). Bereits Edwards (1976) betonte, dass die neuen Technologien nicht unbedingt zur Reduzierung der Beanspruchung beitragen. Dieses unvorhergesehene Systemverhalten bezeichnet man als „*automation surprises*“ (Sarter, Woods & Billings, 1997). Ein Beispiel: Manöver A und Manöver A* unterscheiden sich nur in einem kleinen Detail.

Der Pilot ist der Überzeugung, dass gerade Manöver A vom System ausgeführt wird, muss dann aber überrascht feststellen, dass es in Wirklichkeit Manöver A* ist, da das System nicht so reagiert hat, wie es der Pilot erwartet hat (vgl. Wieners Fragen: Was macht das System? Warum macht es das? Was wird es als nächstes tun?). Am deutlichsten sieht man dies beim in modernen Flugzeugen eingebauten FMS. In diesem System sind mehrere Autopiloten integriert, die – basierend auf komplexen Algorithmen – das Flugzeug möglichst schnell, sicher und kerosinsparend zum Ziel befördern sollen. Allerdings weichen diese Algorithmen in den meisten Fällen von der menschlichen Denk- bzw. Vorgehensweise des Piloten ab, d. h., wenn ein Pilot dieselbe Strecke manuell fliegt, würde er sich nicht derart komplexer und abstrakter Algorithmen bedienen, um das Ziel zu erreichen. Eldredge, Mangold und Dodd (1992) führen als Beispiel die Inkongruenz von Pilot und FMS im Falle der Höhenregulierung an. Hierbei ist der FMS-Algorithmus so ausgerichtet, dass er das Flugzeug nach Höhenänderungen quasi in letzter Minute in die Horizontale bringt, was entgegen dem „*Airman's Information Manual (AIM)*“ ist, an dem sich Piloten normalerweise orientieren. Eine Untersuchung von Sarter und Woods (1995, CSEL Report 95-TR-01) konnte ebenfalls zeigen, dass die Erwartungen des Piloten im Hinblick auf das Systemverhalten nicht immer mit den tatsächlichen Operationen bzw. Manövern des Systems übereinstimmen, z. B. im kritischen Fall eines Startabbruchs aufgrund zu geringer Geschwindigkeit. Diese Abweichung von systemgesteuertem und menschlichem Verhalten ist in der Regel die Ursache für das Auftreten von „*automation surprises*“. Probleme sind hierbei auf unzureichende mentale Modelle, geringe Systemtransparenz (*low system observability*) und hochdynamische bzw. nicht routinemäßige Situationen zurückzuführen (Sarter & Woods, 1995; Woods, 1996). Oftmals erfolgen Modusänderungen indirekt, d. h., ohne explizite Anweisung des Bedieners (Joshi, Miller & Heimdahl, 2003). Somit ist es für den Bediener nicht immer einfach, Systemabläufe hochkomplexer Anlagen nachzuvollziehen, vor allem dann nicht, wenn diese quasi „im Stillen“ vonstatten gehen (*silent automation*), das System sozusagen ein „*poker face*“ aufsetzt (zit. nach Inagaki, 2005) und dadurch jeglichen Einblick verwehrt (Inagaki, 2005; Sarter & Woods, 1995, CSEL Report 95-TR-01). Mangelnde Systemtransparenz (*opacity*, Billings, 1997) bzw. *mode confusion* (Stokes & Kite, 1994) sind die Folge.

Mode confusion tritt dann auf, wenn die Flugbesatzung annimmt, in einem bestimmten Modus zu fliegen, das System sich jedoch in einem anderen Flugmodus befindet, was

dann Verwirrung stiftet. Andre und Degani (1997) führen zur Veranschaulichung ein alltägliches Beispiel an: die Verwendung einer Universalfernbedienung. Der Anwender hat vom TV- in den Videorecorderbetrieb umgeschaltet. Beim Versuch, die Lautstärke stummzuschalten, muss er feststellen, dass keine Reaktion am TV-Gerät erfolgt. Das Problem liegt darin begründet, dass die Tasten der Fernbedienung zwar gleichgeblieben sind, die Funktionsbelegung sich jedoch geändert hat, was aber in keinem Display angezeigt wird. Somit muss sich der Benutzer nun daran erinnern, in welchem Modus er die Fernbedienung zuvor umgeschaltet hat. Eine ähnliche Situation kann auch im Cockpit auftreten. Reason (1990) sprach in diesem Zusammenhang vom „*latent failure model of complex system breakdown*“, d. h., Bedingungen innerhalb eines Systems rufen negative Auswirkungen hervor, die jedoch bis zu einem bestimmten Zeitpunkt noch nicht offenkundig sind, aber dann durch eine Verkettung von Umständen schließlich aktiviert werden. Schlimmstenfalls ereignen sich sogenannte „*going sour*“-Zwischenfälle, die mit einem völligen Zusammenbruch der Koordination zwischen System und Bediener einhergehen, d. h., es „geht alles schief“ (Cook, Woods & McDonald, 1991; Woods & Sarter, 2000). Beispielsweise initiiert das FMS eine plötzliche Änderung der Fluggeschwindigkeit, wobei der Pilot die Gründe hierfür nicht nachvollziehen kann. Nimmt der Pilot die Maßnahmen des FMS als eine Systemfehlfunktion wahr, könnte er sich veranlasst sehen, unangebrachterweise Gegenmaßnahmen zu ergreifen, was fatale Folgen nach sich zöge. In einer Pilotenumfrage von Olson und Sarter (2000) gaben 78,2 % der Befragten an, dass sie bereits Zusammenbrüche der Mensch-Maschine-Interaktion als Folge von „*automation surprises*“ erlebt hatten.

Wiener (1993, S. 2) sieht die Ursachen für die oben beschriebene Entwicklung in der Tatsache begründet, dass die Cockpit-Technologie plötzlich nach vorne schnellte, was jedoch auf die Mensch-Maschine-Interaktions-Forschung nicht zutraf. Ein in der Software-Ergonomie geläufiges Prinzip – „*what you see is what you will get (WYSIWYG)*“ – wäre also auch in Cockpits vonnöten (Palmer, 1995). Das Problem besteht darin, dass die Technologie von heute ein unabhängig operierendes Gebilde darstellt, das nicht über die kommunikativen Fähigkeiten eines Menschen verfügt, auf die der menschliche Bediener dringend angewiesen wäre, um Informationen auszutauschen (Sarter, 2001). Im Cockpit stellt das eingebaute System quasi ein Bordmitglied dar, das autonom arbeitet (Sarter, Woods & Billings, 1997). Von einem Bordmitglied erwartet man aber normalerweise, dass es sich in adäquater Weise

mitteilen kann und Aufgaben koordiniert, ohne dabei zu Interferenzen oder gar Schäden zu führen (Malin & Schreckenghost, 1992).

Die von Bainbridge (1983) bezeichneten Ironien der Automatisierung gehen oft auch mit einer trägen oder schwerfälligen Automatisierung („*clumsy automation*“; Wiener, 1989) einher. Träge Automatisierung stellt eine mangelhafte Koordinierung in der Mensch-Maschine-Interaktion bei der Kontrolle dynamischer Prozesse dar, wobei die Vorzüge neuer Technologien in Phasen geringer Beanspruchung und ihre Nachteile in Zeiten hochgradiger Beanspruchung des Bedieners greifen im Sinne zusätzlicher Aufgaben oder neuer Erkenntnisse; diese zwingen den Bediener, sich in kritischen Phasen bzw. bei schnell auszuführenden Operationen mit neuen kognitiven Strategien und aufmerksamkeitsbezogenen Erfordernissen sowie zusätzlichen kommunikationsbezogenen Belastungen auseinanderzusetzen (Erläuterung nach Woods, 1996, S. 10). Somit hinkt das System in der Unterstützung und Entlastung des Piloten stets hinterher: Es bietet dann Entlastung, wenn keine erforderlich ist, aber fordert den Piloten ausgerechnet dann, wenn er sowieso schon sehr involviert ist. Z. B. muss das FMS in Zeiten hohen Arbeitsaufkommens umständlich umprogrammiert werden (beispielsweise in der Phase des Landeanfluges), wohingegen während ruhiger Flugphasen (*cruising*) vom System aus keine Aktionen erfolgen, die den Grad der Beanspruchung des Piloten so regulieren, dass keine Unterforderung resultiert. Inagaki (2003a) schildert in diesem Zusammenhang die Kommunikationsprobleme zwischen Mensch und Maschine hinsichtlich ihrer Intentionen. Hierbei unterscheidet er zwei Typen: Im ersten Fall haben Mensch und Maschine ähnliche, aber dennoch unterschiedliche Intentionen (vgl. das o. g. Beispiel mit den Flugmanövern A und A*), im zweiten Fall liegen völlig entgegengesetzte Intentionen vor.

Die vorstehend beschriebenen Probleme in hochautomatisierten Systemen sind allesamt Folge eines Phänomens, das Norman et al. (1988) unter Verweis auf Adler (1986) als „*peripheralization*“ bezeichnen, wobei der Bediener von primären Kontrollfunktionen ausgeschlossen wird mit den o. g. negativen Konsequenzen. In Studien mit direkten Vergleichen von automatischem vs. manuellem Tracking zeigte sich, dass die Probanden Fehler langsamer oder gar nicht entdeckten, wenn sie sich im automatischen Modus befanden. Dieses Ergebnis wurde auf unzureichendes propriozeptives Feedback zurückgeführt, das unter automatisierten Bedingungen auftritt (Wickens & Kessel,

1979; zit. nach Parasuraman, Mouloua & Molloy, 1996). Als Beispiel hierfür nennt Endsley (1996) den „flight stick“ in der F-16, der Vibrationsinformationen anzeigt. In nachfolgenden Cockpits dieses Kampffjets wurde der „flight stick“ einfach weggelassen, was den Piloten große Probleme beim Fliegen der Maschine bereitete. Aufgrund dessen ging man dazu über, künstliche „stick-shakers“ in die Cockpits einzubauen, da die Piloten an diese Informationsquelle gewöhnt waren.

Ein Ausweg, die vorstehend beschriebene Peripheralisierung des Piloten zu vermeiden, liegt in der Förderung des Situationsbewusstseins, worauf nachfolgend eingegangen wird.

1.3.3 Situationsbewusstsein (situation awareness)

Situationsbewusstsein definiert Endsley (1988, 1996, 2006) als „*Wahrnehmung von Elementen in der Umwelt innerhalb einer Raum- und Zeitspanne, das Verstehen ihrer Bedeutung und die Antizipation ihres Status in naher Zukunft*“. Demnach lassen sich hinsichtlich des Situationsbewusstseins drei Stufen unterscheiden:

1. Der Pilot muss kritische Elemente, z. B. andere Flugzeuge im Luftraum, Flugterrain, Systemstatus und Warnanzeigen, erfassen (*level SA 1*).
2. Er muss die Bedeutung dieser Elemente im Hinblick auf die gegenwärtige Situation verstehen, z. B. wenn ein bestimmtes Warnsignal aufleuchtet (*level SA 2*). Bei der aktiven Informationsverarbeitung und -integration spielt das Arbeitsgedächtnis hierbei eine wichtige Rolle.
3. Er muss den künftigen Status dieser Elemente im Hinblick auf mögliche Vorkommnisse antizipieren (*level SA 3*).

Hieraus wird ersichtlich, dass es sich bei Situationsbewusstsein um ein kognitives Konstrukt handelt, bei dem qualitative Aspekte eine Rolle spielen, d. h., inwieweit der Systembediener die situativen Gegebenheiten versteht und weiterverarbeitet. In Abgrenzung dazu handelt es sich bei mentaler Beanspruchung um ein energetisches Konstrukt, bei dem quantitative Aspekte von Bedeutung sind, d. h., in welchem Ausmaß sich der Betreffende mental gefordert fühlt (Wickens, 2001; Näheres zu Belastungsbeanspruchungs-Konzepten siehe Abschnitt 1.5).

Bezogen auf die Luftfahrt beschreibt Schwartz (1989) Situationsbewusstsein als die korrekte Wahrnehmung von Faktoren und Bedingungen, die ein Flugzeug und seine Besatzung während eines bestimmten Zeitraumes beeinflussen. Im militärischen Kontext ist es die Befähigung, die taktische Situation im Auge – sprich den Gesamtüberblick – zu behalten, so dass wesentliche Informationen stets verfügbar sind („*the big picture*“ nach Satchell, 1993, bzw. „*coherent picture*“ nach Flach & Rasmussen, 2000). Häufig besteht hierbei jedoch eine Diskrepanz zwischen zur Verfügung stehenden Daten und den tatsächlich benötigten Informationen (*information gap*, Endsley, 2000b). Somit ist es erforderlich, dass die eingehenden Daten der Systemkomponenten sowie der Umgebung zu einem integrierten Ganzen vereint werden, was aber durch Effekte wie Aufmerksamkeitseinengung gefährdet wird, d. h., der Betreffende richtet seine Aufmerksamkeit nur auf bestimmte Aspekte aus, wodurch die Überwachung weiterer wichtiger Aspekte beeinträchtigt ist (*attentional narrowing* oder *tunneling*; Endsley, 2006). Faktoren, die hierzu beitragen können, sind z. B. Stressoren wie Angst, Zeitdruck, mentale Beanspruchung, Unsicherheit, Lärm, Hitze, schlechte Beleuchtung und Müdigkeit. Somit kann das Situationsbewusstsein interindividuell variieren (Tsang & Vidulich, 2006). Auch der Aspekt des Alterns wurde von Bolstad und Hess (2000) in diesem Zusammenhang diskutiert. Hierbei kommen die Autoren zu dem Schluss, dass altersbedingte Veränderungen hinsichtlich Ressourcenmanagement, Informationsverarbeitungsgeschwindigkeit und inhibitorischer Einflüsse einen negativen Einfluss auf das Situationsbewusstsein nehmen. Gleichzeitig können diese Einflüsse aber dann kompensiert werden, wenn der Betreffende auf seinem Gebiet langjährige Erfahrung aufweist. In einer Untersuchung von Bolstad und Endsley (1991; zit. nach Bolstad & Hess, 2000) konnte bei Piloten kein signifikanter Zusammenhang zwischen Situationsbewusstsein und dem Alter festgestellt werden, was die Autoren auf die Erfahrung der älteren Piloten zurückführen.

Ursachen für ein häufig mangelhaftes Situationsbewusstsein während des Flugbetriebes mögen auch in den Ausbildungsinhalten von Piloten liegen, die sich im Laufe der Jahre gewandelt haben. Früher wurden die Absolventen noch schwerpunktmäßig in Aufbau und Funktion eines Flugzeuges unterrichtet, d. h., wie die einzelnen Bestandteile zusammenwirken, so dass der Pilot ein umfassendes Bild des zu fliegenden Flugzeuges im Sinne eines mentalen Modells hatte. Da die Ausbildungseinheiten jedoch sehr kostspielig sind, ging man dazu über, den auszubildenden Piloten lediglich zu zeigen,

welche Knöpfe oder Hebel wann zu betätigen sind, ohne dabei weiter auf Grundlagen der Flugzeugkonstruktion einzugehen, die als unnötiger Ballast angesehen wurden (Hutchins, 1994). Das Lehrprinzip lautet also „Wie bedient man ein Flugzeug?“ statt „Wie funktioniert ein Flugzeug?“, wobei letztere Frage vor allem dann von Bedeutung ist, wenn das System an seine Grenzen stößt oder sich unerwartet verhält (Billings, 1997; Sarter, Woods & Billings, 1997). Meist sind die Piloten zwar in der Lage, Fakten über das System aufzuzählen, können dieses Wissen jedoch meistens nicht situationspezifisch umsetzen (*problem of inert knowledge*; Sarter, Woods & Billings, 1997). Eng damit verbunden ist das Unvermögen, das Situationsbild in Anbetracht neuer, konfliktauslösender Informationen zu revidieren (sog. *fixation error*; Sarter, Woods & Billings, 1997; auch *Operateur-Fixierung* nach Mehl & Schütte, 1999). Das Situationsbewusstsein ist vor allem dann gefährdet, wenn der Cockpit-Computer in den vollautomatischen Modus umschaltet und der Pilot keinen Zugriff mehr auf die Ablaufsequenz der Systemprozesse hat, also im Sinne der unter Abschnitt 1.3.2 beschriebenen Peripheralisierung vom Computer aus der Kontroll- und Informationsschleife ausgesperrt wird, was während eines kritischen Flugabschnitts äußerst problematisch wird (Norman, 1989, 1990). In dieser Situation stellt der Pilot nur einen Backup-Faktor dar, der die „Reliabilitätsgleichung“ im Interesse reibungsloser Systemabläufe verbessern soll (Braune, 1987, S. 12). Ursächlich hierfür sind systemgestalterische Aspekte, die davon ausgehen, dass bestimmte Informationen für den Piloten ohne nennenswerte Bedeutung sind und daher auch nicht angezeigt werden müssen (Norman, 1989). Des Weiteren sind heutige Displays derart gestaltet, dass sie keinen Einblick in die Rohdaten gewähren, sondern statt dessen aufbereitete integrierte Informationen anzeigen, so dass eine wichtige Informationsquelle wegfällt (Endsley, 1996). Eine Untersuchung von Endsley und Kiris (1995) konnte zeigen, dass das Situationsbewusstsein im manuellen Modus einer Auto-Navigationsaufgabe weniger beeinträchtigt war als im teil- und vollautomatischen Modus. Diese Unterschiede fanden sich vor allem auf der zweiten Stufe des Situationsbewusstseins, d. h., beim Verständnis der Bedeutung der ablaufenden Prozesse.

Oft fehlen dem Piloten Systeminformationen bzw. ein hinreichender Gesamtüberblick der Situation. Wird dies durch reibungslose automatische Systemabläufe kompensiert, führt dies beim Piloten unter Umständen zu einem Phänomen, das als „*self-complacency*“ bezeichnet wird. Darauf geht der nächste Abschnitt näher ein.

1.3.4 Unbekümmertheit (self-complacency)

Ein in Verbindung mit Situationsbewusstsein diskutierter Aspekt ist die sog. „*self-complacency*“. Billings, Lauber, Funkhouser, Lyman und Huff (1976, S. 23) definieren „*self-complacency*“ als Selbstzufriedenheit, welche zu herabgesetzter Vigilanz aufgrund der fälschlichen Annahme eines zufriedenstellenden Systemstatus führt. Wiener (1981, S. 117) beschreibt „*complacency*“ als psychologischen Zustand mangelnden Misstrauens, und Sarter, Woods und Billings (1997, S. 1934) sprechen von „*false sense of security*“ im Sinne eines sich in Sicherheit-Wiegens. Mit anderen Worten: Man bringt der hochautomatisierten Technologie ein übermäßiges Vertrauen entgegen und legt damit eine gewisse Unbekümmertheit oder Selbstzufriedenheit an den Tag (Wickens, 1992), nach dem Motto „*The computer never fails*“ (Inagaki, 2003a, S. 157). Für Parasuraman (2003) ist die Bezeichnung „*complacency*“ im Sinne von Selbstzufriedenheit ein etwas unglücklich gewählter Begriff, spiegelt sie doch im Grunde die Neigung eines Bedieners wider, den vom System ausgegebenen Empfehlungen blindlings zu folgen, ohne dabei die vorangegangenen Systemeingaben zu berücksichtigen. Eine derartige Einstellung gegenüber der computergesteuerten Technologie kann unterschiedliche Ursachen haben: (1) Der Pilot ist im Umgang mit dem Cockpit-Equipment noch unerfahren. (2) Der Pilot ist aufgrund schlechter Wetterverhältnisse, hohem Luftverkehrsaufkommen oder Systemstörungen in einem Zustand hoher Beanspruchung und daher nur allzusehr bereit, sich auf das System zu verlassen. (3) Der Pilot zeigt Müdigkeit bzw. Schläfrigkeit aufgrund von Schlafmangel oder als Folge von Langstreckenflügen. (4) Es besteht eine schlechte Kommunikation innerhalb der Flugcrew (siehe auch Costley, Johnson & Lawson, 1989; Hill, 1990) bzw. zwischen Flugcrew (Piloten) und Bodencrew (Fluglotsen). Ein Beispiel hierfür ist die Kollision einer Tupolev mit einer Boeing über dem Bodensee am 1. Juli 2002. Eine mangelhafte Kommunikation zwischen den Piloten und der Schweizer Flugsicherung Skyguide sowie den Fluglotsen von Skyguide und dem Tower Friedrichshafen untereinander führte zu dem Unglück (Telefon und Radarwarnsystem waren bei Skyguide wegen Wartungsarbeiten vorübergehend abgeschaltet). Darüber hinaus ignorierten die Piloten beider Maschinen ihr Kollisionswarnsystem TCAS (siehe Abschnitt 1.2.4.2, S. 11), dessen Anweisungen im Zweifelsfall immer zu befolgen sind.

Eine der Ironien der Automation besteht nach Bainbridge (1983) darin: Je zuverlässiger das System arbeitet, desto mehr Vertrauen setzt der Bediener in dieses System und

desto unbekümmerter und selbstzufriedener wird er. Dabei läuft er aber gleichzeitig Gefahr, sein Situationsbewusstsein hinsichtlich des Systemzustandes bzw. der umgebenden Bedingungen zu verlieren (Endsley & Kiris, 1995; Endsley, 1996). Außerdem büßt der Bediener auf Dauer seine erworbenen Fähigkeiten mangels Nutzung ein (Lee & Moray, 1994). Langer (1989) spricht in diesem Zusammenhang vom Konzept der auf frühkindlicher Sinneserfahrung beruhenden voreiligen kognitiven Festlegung (*premature cognitive commitments*), bei der man an Sachverhalten festhält, mit denen man bereits schon einmal konfrontiert wurde: Wenn wir einem ersten Eindruck oder einer Teilinformation auf Anhieb folgen, ohne darüber weiter nachzudenken (da uns diese Information womöglich irrelevant erscheint), manifestiert sich dieser Eindruck zunächst in unauffälliger Weise, bis ein externes Signal, wie z. B. ein Anblick, Geruch oder Geräusch, diesen Eindruck wieder ins Bewusstsein ruft. Künftig wird dieser Eindruck bzw. die Information nicht mehr bedeutungslos sein, jedoch werden die Betroffenen nicht überdenken, was sie beim ersten Kontakt gedankenloserweise hingenommen haben (Langer, 1989, S. 22). Diese Tendenz ist höchstwahrscheinlich eine Folge der menschlichen Neigung, sich bei Erwartungen von bereits vorhandenen Erfahrungen leiten zu lassen und Entscheidungen aufgrund einer gewissen Prototypizität zu fällen (Rosch & Mervis, 1975; Wickens, Gordon & Liu, 1998). Sie stellt einen Versuch dar, solche Situationen in einer kognitiv ökonomischen Weise zu behandeln, ohne dabei Handlungsalternativen in Betracht zu ziehen (Petersen, 1999), was an die in Abschnitt 1.3.3 beschriebene Operateur-Fixierung erinnert (Mehl & Schütte, 1999).

Als eine wesentliche Ursache für das übermäßige Vertrauen in hochautomatisierte Systeme wird außerdem eine mangelnde Vertrauenskalibrierung angenommen (Sarter, Woods & Billings, 1997; Wickens, Gordon & Liu, 1998). Vertrauenskalibrierung bedeutet, dass das Vertrauen eines Systembedieners in die hochautomatisierte Anlage direkt proportional zu ihrer Reliabilität sein sollte. D. h., lässt das Vertrauen in das System nach, ist der Bediener demnach besser gerüstet, selbst einzugreifen und zeigt sich offen gegenüber Vorschlägen und Informationen aus anderen Quellen. Allerdings ist das menschliche Vertrauen meistens schlecht kalibriert, sei es, dass es zu hoch oder aber zu niedrig ausgeprägt ist. Übermäßiges Misstrauen kann dann zur Gefahr werden, wenn der Bediener Warnhinweise des Systems ignoriert oder gar wegschaltet, weil er dieses für unzuverlässig hält (Sorkin, 1988; Endsley, 1996), z. B. aufgrund wiederholter

Fehlalarme (sog. „*cry wolf*“-Phänomen¹; Satchell, 1993). Übertriebenes Misstrauen führt in der Regel dazu, dass der Pilot vermehrt Zeit auf die Überprüfung eines Problems verwendet, so dass er im Extremfall „*out of the loop*“ gerät und sich immer mehr vom Cockpit-System entfernt (Kantowitz & Campbell, 1996). Ein Beispiel hierfür ist das bereits oben erwähnte Kollisionswarnsystem TCAS: Das ursprüngliche Modell wies eine hohe Anzahl von Fehlalarmen auf. Das Nachfolgemodell TCAS II sollte hierbei eine Verbesserung bringen, hat aber nach wie vor eine zu hohe Fehlalarmquote in Bereichen mit hohem Flugverkehrsaufkommen. Daher ist es nachvollziehbar, wenn ein Pilot bei Aktivierung des TCAS zunächst eher misstrauisch ist (Lee & Moray, 1992). Bei der Beurteilung der Vertrauenswürdigkeit von Warnsignalen konnten Fallon, Nica und Bliss (2004) zeigen, dass sogar die Dauer eines Warnsignals Einfluss auf die Reaktionsentscheidung nimmt. Probanden stuften ein längerandauerndes Alarmsignal als vertrauenswürdiger ein und reagierten auch signifikant häufiger darauf im Vergleich zu einem kurzen Alarmsignal.

Übermäßiges Vertrauen in ein hochautomatisiertes System muss jedoch nicht unbedingt in unbekümmertem Verhalten begründet sein. Einer Untersuchung von Itoh, Inahashi und Tanaka (2004) zufolge wurden die Fähigkeiten eines automatischen Saftmischsystems von einem Großteil der Teilnehmer dann überschätzt, wenn ihnen nicht mitgeteilt wurde, wann und warum das System Grenzen aufweist. Nur eine geringe Anzahl von Probanden setzte selbst dann übermäßiges Vertrauen in das System, wenn ihnen die Gründe für die Kapazitätsgrenzen des Systems bekannt waren.

¹ Der Begriff „*cry wolf*“ leitet sich aus einer Fabel des griechischen Dichters Äsop (um 600 v. Chr.) her, in der ein gelangweilter Hirtenjunge bei mehreren Gelegenheiten zum Spaß „Wolf! Wolf! Ein Wolf jagt die Schafe!“ schrie, um sich an den schockierten Gesichtern der Dorfbewohner zu belustigen, welche um das Leben des Jungen und der Schafe fürchteten. Eines Tages kam jedoch tatsächlich ein Wolf, aber dieses Mal reagierte aus Misstrauen niemand mehr auf die Schreie des Jungen, so dass die Schafe auseinandergetrieben wurden. Die Moral dieser Geschichte: Niemand glaubt einem Lügner, selbst wenn er die Wahrheit spricht (siehe Nickel, 2005, S. 207). Im übertragenen Sinne bezieht sich dies auch auf automatische Systeme, die mehrfach hintereinander Fehlalarme auslösen, so dass der Bediener nach einer Weile nicht mehr darauf reagiert.

Singh, Molloy und Parasuraman (1993) konstruierten einen Fragebogen zur Messung und Differenzierung der „*self-complacency*“, die sog. „*Complacency-Potential Rating Scale (CPRS)*“ mit 20 Items, aus denen sich mittels Faktorenanalyse folgende Faktoren als Aspekte des Vertrauens ergaben:

- *confidence-related* (im Sinne von Zuversicht), z. B. „*Automated systems used in modern aircraft, such as the automatic landing system, have made air journey safer.*“
- *reliance-related* (im Sinne von Vertrauen), z. B. „*Automated devices used in aviation and banking have made work easier for both employees and customers.*“
- *trust-related* (im Sinne von Zutrauen), z. B. „*Bank transactions have become safer with the introduction of computer technology for the transfer of funds.*“
- *safety-related* (sicherheitsbezogen), z. B. „*I feel safer depositing my money at an ATM [Geldautomat] than with a human teller.*“

Hintergrund der Skalenkonstruktion waren die von Riley (1989) postulierten drei kognitiven Komponenten eines menschlichen Systembedieners – „*reliance*“, „*trust*“ und „*confidence*“ – welche eine vermittelnde Funktion in der Mensch-Maschine-Interaktion innehaben. Die Bereitschaft eines Systembedieners, dem System Aufgaben zuzuweisen, wird entscheidend dadurch beeinflusst, inwieweit der Bediener dem System Vertrauen entgegenbringt (Lee & Moray, 1992; Muir, 1988; Riley, 1996). Ein übermäßiges Vertrauen in das hochautomatisierte System führt jedoch zu dem bereits bekannten Problem schwindenden Situationsbewusstseins mit der Folge völliger Überforderung bei Systemausfällen. Man kann sich eher an Handlungen erinnern, die man selbst ausgeführt hat, als an Operationen eines Systems bzw. Handlungen eines Menschen, bei denen man lediglich Beobachter war (Hopkin, 1994; Slameca & Graf, 1978). Eng damit verbunden ist das von Wiener (1988) beschriebene Phänomen des „*deskilling*“ (oder „*skill degradation*“ nach Billings, 1997 bzw. „*loss of proficiency*“ nach Stokes & Kite, 1994 bzw. Kantowitz & Campbell, 1996), d. h., ein nach und nach einsetzender Verlust erworbener Fähigkeiten und des Situationsbewusstseins aufgrund fehlender aktiver Involviertheit in den automatisierten Arbeitsphasen hinsichtlich Wahrnehmung, Entscheidung und Kontrolle. Diese Probleme treten vor allem dann auf, wenn das automatisierte System derart zuverlässig arbeitet, dass die Anzahl auffälliger Ereignisse seltener wird und damit auch das Vermögen des Systembedieners nachlässt,

derartige Ereignisse überhaupt zu entdecken (Parasuraman, Mouloua, Molloy & Hilburn, 1996). Ein weiterer nicht zu unterschätzender Aspekt sind die psychosozialen Auswirkungen des Verlustes manueller Fähigkeiten (Stokes & Kite, 1994). Mancher Pilot leidet unter Identitätsproblemen oder sieht gar sein Selbstbild gefährdet, da er sich unter Umständen als „Schraubchen im Getriebe“ auffasst, in dem seine Fähigkeiten kaum Gewicht haben, und er nicht weiß, welche Rolle er eigentlich im Cockpit spielt, ein Zustand, den Satchell (1993) als Rollenambiguität bezeichnet. Unter Piloten ist in diesem Zusammenhang folgende, wenn auch schon etwas abgegriffene scherzhafte Redensart üblich: „*Worin besteht der Unterschied zwischen einem Ersten Offizier und einer Ente? Enten fliegen ab und an*“ (Stokes & Kite, 1994, S. 386).

Die bislang angesprochenen Probleme bei der Überwachung hochautomatisierter Systeme hängen mit zwei grundlegenden Bereichen zusammen: der Vigilanz sowie Belastungs-Beanspruchungs-Konzepten, wobei hier der Schwerpunkt auf der mentalen Beanspruchung liegt, da Überwachungstätigkeiten in der Regel mit fehlendem physischen Einsatz einhergehen. Auf diese Bereiche soll im Folgenden eingegangen werden.

1.4 Vigilanz

1.4.1 Definition

In der neuropsychologischen Forschung nimmt der Bereich der Aufmerksamkeit eine bedeutsame Stellung ein. Diesbezüglich haben sich inzwischen Modelle durchgesetzt, die verschiedene Aufmerksamkeitsaspekte postulieren (z. B. Posner & Rafal, 1987; zit. nach Luczak & Päßler, 2004): (1) Aufmerksamkeitsaktivierung kann als Wachsamkeit/Wachheit beschrieben werden (*alertness*). (2) Bei der *selektiven Aufmerksamkeit* handelt es sich um fokussierte oder gerichtete Aufmerksamkeit. (3) Die *geteilte Aufmerksamkeit* kommt dann zum Tragen, wenn z. B. mehreren Aufgaben gleichzeitig Aufmerksamkeit zuteil werden muss. Fluglotsen sind ein Beispiel dafür, da sie mehrere Flugzeuge gleichzeitig am Radarbildschirm überwachen müssen. (4) Bei längerfristiger Aufmerksamkeitszuwendung von mehr als 30 min spricht man von Daueraufmerksamkeit oder *Vigilanz* (lat. *vigilanzia*, Wachsamkeit).

Der Begriff „Vigilanz“ wurde erstmals von Head (1923), einem britischen Neurologen, verwendet, der hiermit einen Zustand maximaler physiologischer oder psychologischer Reaktionsbereitschaft beschrieb. Erst etwas mehr als 20 Jahre später widmete man sich systematischen Untersuchungen der Vigilanz im arbeitswissenschaftlichen Kontext in Verbindung mit Problemen bei der Royal Air Force während des Zweiten Weltkrieges. Hierbei handelte es sich um die Suche und Zerstörung feindlicher U-Boote, die mittels Radarüberwachung aufgespürt wurden. 30 min nach Beginn einer solchen Überwachung ließ die Leistung der sonst hochqualifizierten Überwacher merklich nach, so dass sie U-Boote nicht entdeckten, die dann ungehindert Angriffe auf die britische Seeflotte unternehmen konnten. Als Gegenmaßnahme beauftragte die Royal Air Force N. H. Mackworth mit der systematischen Untersuchung der Gründe solcher „Überwachungs-aussetzer“. Nach Mackworth (1948) bezieht sich die Bezeichnung „Vigilanz“ auf die Bereitschaft, seltene und unvorhersehbare Ereignisse in variierenden Zeitabständen zu entdecken und auf diese zu reagieren. Die ursprünglich während des Zweiten Weltkrieges zur Kampfpilotenauswahl eingesetzte „Mackworth Clock“ wird noch heute zur Vigilanzprüfung verwendet (z. B. bei neuropsychologischen Untersuchungen im Rahmen des Wiener Testsystems; © Dr. G. Schuhfried GmbH). Der Proband soll hierbei einen Leuchtpunkt beobachten, der sich im Uhrzeigersinn bewegt. Sobald der Leuchtpunkt einen Doppelsprung macht (selten auftretendes Ereignis), ist der Proband angehalten, so schnell wie möglich auf diesen Doppelsprung per Tastendruck zu reagieren.

Häufig wird auch eine definitionsmäßige Unterscheidung zwischen Vigilanz und Daueraufmerksamkeit vorgenommen (siehe z. B. Ringendahl, 2002):

- Vigilanz ist die Fähigkeit, die Aufmerksamkeit willentlich über einen längeren Zeitraum aufrechtzuerhalten, wobei die relevanten Stimuli nur selten und in unregelmäßigen Abständen zwischen den zahlreichen irrelevanten Reizen auftreten.
- Weisen die kritischen Reize eine höhere Auftretenswahrscheinlichkeit auf, wird von Daueraufmerksamkeit gesprochen.

Im arbeitswissenschaftlichen Kontext werden diese Begrifflichkeiten jedoch meist austauschbar verwendet.

1.4.2 Unaufmerksamkeit/Hypovigilanz

Studien konnten mehrfach belegen, dass die Fähigkeit, auf seltene kritische Reize zu reagieren, schon bald nach Beginn der gestellten Aufgabe nachlässt. Für reduzierte Vigilanz oder Hypovigilanz wurden verschiedene Definitionsansätze unternommen. Die DIN EN ISO-Norm 10075 definiert Hypovigilanz als Zustand einer herabgesetzten Entdeckungsleistung bei Überwachungsaufgaben mit geringer Variationsbreite. Nach Hagenmeyer (2005) lässt sich Hypovigilanz als Zustand herabgesetzter Vigilanz definieren, der in Verbindung mit Müdigkeit bzw. Schläfrigkeit steht. Insgesamt wird jedoch deutlich, dass die Definitionsansätze zur Hypovigilanz sowohl den Zustandsaspekt (energetischer Aspekt) als auch den kognitiven Ansatz beinhalten (Prozess-/Verlaufskomponente). Davies und Parasuraman (1982) sprechen von „*vigilance decrement*“ als Folge von Ermüdung bei längerandauernden Überwachungstätigkeiten.

Straussberger und Gordon (2006) stellen hinsichtlich der Definition von Vigilanz fest, dass ein Vigilanzkonzept sich nicht nur auf ausgewählte Aspekte beziehen darf, sondern Wechselbeziehungen zwischen verschiedenen Konzepten berücksichtigen sollte. Für den von ihnen untersuchten ATC (Air Traffic Control)-Bereich sehen die Autoren Vigilanz als aktives vorausplanendes Verhalten eines Fluglotsen mit dem Ziel, das Risiko von Zwischenfällen zu minimieren unter der Voraussetzung optimaler kognitiver Funktionalität und Energetisiertheit des Betreffenden sowie angemessener Arbeitsorganisation und Aufgabenstellung. Dieser Ansatz betont die aktive Rolle des Fluglotsen in der Flugüberwachung im Gegensatz zu einer passiven Bereitschaft.

Im arbeitswissenschaftlichen Kontext findet sich Hypovigilanz in Berufszweigen mit reizarmen Steuerungstätigkeiten (z. B. bei LKW-Nachtfahrten auf der Autobahn sowie Piloten, Fluglotsen, Zugführern und Narkoseärzten – siehe Luczak & Päßler, 2004). Wiener (1981) analysierte mehrere Berichte, die in der Datenbank des „*Aviation Safety Reporting System (ASRS)*“ gespeichert waren. Hierbei fand er über 500 Flugzwischenfälle dokumentiert, die mit mangelnder Instrumenten-Überwachung zusammenhingen. Im Allgemeinen ist der Mensch nicht dafür geeignet, längerandauernde Überwachungstätigkeiten auszuführen, vor allem dann nicht, wenn er gleichzeitig noch andere Aufgaben bewältigen muss (Parasuraman, Molloy & Singh, 1993). Thackray und Touchstone (1989) geben hierbei zu bedenken, dass defizitäre Überwachungsleistungen unter zeitlich beschränkten Laborbedingungen seltener auftreten als bei Felduntersu-

chungen, die in voller Länge durchgeführt werden, woraus das Problem der Übertragbarkeit von Laborstudien auf reale Arbeitsbedingungen resultiert.

Zaidel (1985) unterscheidet phasische von tonischer Unaufmerksamkeit: Zum einen kann Unaufmerksamkeit als *vorübergehender Prozess* der Ablenkung, einer mentalen Blockade oder der Verwirrtheit aufgefasst werden. Zum anderen bezieht sich Unaufmerksamkeit auf einen *längerandauernden Zustand* herabgesetzten Bewusstseins, verringerter Aktiviertheit oder Wachsamkeit gegenüber den Aufgabenanforderungen infolge von Schlafmangel, Müdigkeit und erlebter Langeweile bzw. Monotonie. Diese Aspekte finden sich z. B. bei Piloten auf Langstreckenflügen wieder. Gerade hier ist die Gefahr von Störfällen oder gar Unfällen am größten. Wo genau die Ursachen aufmerksamkeitsbedingter Unfälle liegen können, haben Pund und Otte (1999) sehr differenziert aufgeschlüsselt, indem sie zwischen quantitativen Ursachen (Umfang der Aktivierung bzw. Überforderung) und selektiven Ursachen (z. B. Art der Ablenkung) unterscheiden, wobei wiederum eine Differenzierung nach personseitigen und objektseitigen Ursachen vorgenommen wird (Abb. 1.2):

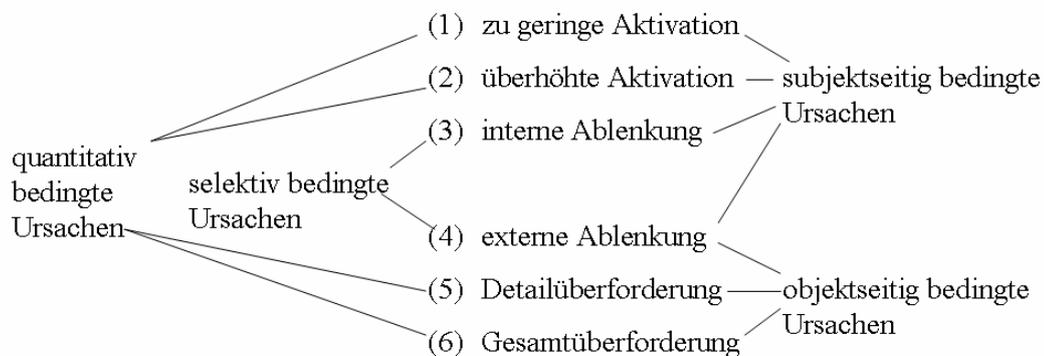


Abb. 1.2: Systematik aufmerksamkeitsbedingter Unfallverursachung nach Pund und Otte (1999, S. 232)

Bezogen auf die Pilotentätigkeit gibt es vor allem bei längerer Flugdauer ausgedehnte Phasen geringer Aktivierung, welche wiederum durch Phasen sehr hoher Aktivierung abgelöst werden können, z. B. als Folge des Fliegens unter Turbulenzen oder bei einem Landeanflug mit erheblichen Seitenwinden. Denkbar sind auch interne Aspekte wie z.B. negative emotionale Gestimmtheit oder Stressempfinden. Als externer Faktor spielt die Überforderung eine Rolle, welche z. B. aus einem teilweisen oder gar vollständigen Systemausfall resultieren kann. Ablenkende Faktoren wären beispielsweise ausgedehnte

Unterhaltungen mit dem Co-Piloten oder anderen Mitgliedern des Bordpersonals, die von der aktiven Überwachung des Flugstatus ablenken.

1.4.3 Theoretische Ansätze zur Hypovigilanz

Davies und Parasuraman (1982) führen eine Reihe von Vigilanztheorien an, die im Folgenden kurz umrissen werden. Dabei geht es stets um die Frage: Wie lässt sich das Nachlassen der Vigilanz während einer Aufgabe bzw. Tätigkeit erklären?

1.4.3.1 Inhibitionstheorie

Die Inhibitionstheorie wurde von N. H. Mackworth (1950) basierend auf seinen Untersuchungen mit dem Clock-Test formuliert (siehe Abschnitt 1.4.1). Inhibition ist ein Konstrukt, das mit Müdigkeit in Verbindung gebracht und mit der Nichtverstärkung einer konditionierten Reaktion aufgebaut wird. Bei hinreichender Akkumulation nichtverstärkter Reaktionen bleibt die Reaktion endgültig aus. Davon ausgehend erklärt Mackworth den Vigilanzrückgang mit der Löschung einer konditionierten Reaktion (im Falle des Clock-Tests die Reaktion auf den Doppelsprung des Lichtpunktes), wenn diese Reaktion nicht länger verstärkt wird. Als Indikator dieser Löschung wird das Ausmaß der ausbleibenden Reaktionen auf den Doppelsprung angesehen, wobei sich über den Zeitverlauf der Vigilanzaufgabe ein negativ beschleunigter Verlauf zeigt (parallel zum Abfall der Entdeckungsrate bei den Doppelsprüngen). Allerdings erfolgt keine vollständige Löschung der konditionierten Reaktion, es handelt sich eher um ein Einpendeln nach ca. 30 min (partielle Extinktion). Dies lässt sich mit dem Erwartungsprinzip erklären, demzufolge die Leistung in Erwartung eines Stimulus am Nivellierungspunkt aufrechterhalten wird, so dass ein weiterer Rückgang der Entdeckungsrate ausbleibt.

Broadbent (1953b) erklärt den Rückgang der Entdeckungsrate beim Clock-Test damit, dass aufmerksamkeitsbezogene Reaktionen auf ungewollte bzw. neutrale Reize (d. h., die Einzelsprünge) gelöscht werden, was sich aber im Laufe der Bearbeitungszeit auch auf die Zielreize (Doppelsprünge) ausweitet. Somit basiert Broadbents Erklärung eher auf Aufmerksamkeitsprozessen als auf inhibitorischen Einflüssen.

1.4.3.2 Erwartungstheorie

In Anlehnung an das vorstehend genannte Erwartungsprinzip bildet eine Person der Erwartungstheorie zufolge mit Bezug auf vorangegangene Erfahrungen Wahrscheinlichkeiten aus, mit welchen ein Signal auftritt. Die Entdeckungsrate für den Zielreiz wird somit durch die Erwartungshöhe determiniert. Hierbei führt der Betreffende einen kontinuierlichen Mittelungsprozess in den Zeiträumen zwischen den Stimulusdarbietungen durch, um so eine Art Vorhersagemodell für nachfolgende Stimulusdarbietungen aufbauen zu können. Wissen über die Leistungsresultate verbessert diesen Modellaufbau (siehe Davies & Parasuraman, 1982).

1.4.3.3 Filtertheorie

Broadbent (1958) führt den Vigilanzrückgang auf das zeitweilige Unvermögen zurück, aufgabenrelevante Informationen aufzunehmen, welche sich im Laufe der Aufgabenbearbeitung ansammeln. Hierbei spielt ein Filtermechanismus (*bottleneck*) eine Rolle, der aus der Umwelt eingehende Reize für die Weiterverarbeitung und spätere Reaktionsauswahl aufgrund physikalischer Reizmerkmale selektiert. Dabei spielen auch Signaldauer und -intensität eine Rolle: Je kürzer die Darbietungsdauer und je schwächer das Signal ist, desto rückläufiger ist die Entdeckungsrate für die relevanten Stimuli. Des Weiteren ist es für den Vigilanzrückgang von Bedeutung, ob die Reize in zeitlich fester Abfolge (*paced*) oder intermittierend (*unpaced*) auftreten: Bei fester Aufeinanderfolge der Stimuli fiel in einer Untersuchung von Broadbent die Vigilanz – gemessen an der Anzahl richtiger Reaktionen – innerhalb von 10 min ab. Bei zufälliger Abfolge konnte die Vigilanz durchaus über eine Stunde aufrechterhalten werden. Die Anzahl von Reaktionsfehlern blieb niedrig, da die Probanden langsamere Reaktionen nachfolgend durch schnellere Reaktionen kompensieren konnten, allerdings nahm die Reaktionslatenz bereits innerhalb der ersten 10 min zu. Hinsichtlich physikalischer Reizmerkmale als Selektionskriterium gibt es allerdings Belege, dass auch semantische Inhalte bei der Reizauswahl eine Rolle spielen. Z. B. konnte Treisman (1960) zeigen, dass Probanden bei einer Beschattungsaufgabe (*shadowing*) vom beachteten auf das unbeachtete Ohr wechselten, weil die bedeutungshaltige Mitteilung ebenfalls dorthin wechselte. Treisman (1964) postulierte nachfolgend die Dämpfungstheorie, derzufolge nicht alle Reize aufgrund ihrer physikalischen Merkmale herausgefiltert, sondern gedämpft werden, d. h., es kommt lediglich zu einer Signalabschwächung. Deutsch und Deutsch

(1963) stellten sich die Frage, ob die Reizauswahl tatsächlich von der Kapazität des Wahrnehmungssystems abhängt. Ihrer Auffassung nach gibt die Begrenzung des Reaktionssystems den Ausschlag, welche Informationen ausgewählt werden. D. h., die Informationen durchwandern zunächst das Wahrnehmungssystem ungehindert, bis sie auf das Reaktionssystem treffen, welches Informationen nach ihrer Bedeutungshaltigkeit (also gemäß einer Inhaltsanalyse) selektiert (sog. Theorie der späten Auswahl).

Die Annahme eines Flaschenhalses, wie ihn Broadbent (1958) postulierte, wurde von Kahneman (1973) nicht geteilt. Seiner Kapazitätstheorie der Aufmerksamkeit zufolge beziehen alle mentalen Prozesse ihre Ressourcen von einer gemeinsamen Quelle, deren Kapazität beschränkt ist, ähnlich, wie die Stromversorgung für mehrere gleichzeitig betriebene Haushaltsgeräte begrenzt ist. Die zur Verfügung stehende Kapazität kann nach Bedarf zwischen verschiedenen Aktivitäten verschoben werden (Ressourcenallokation). Die Ressourcenquelle findet sich im Grad der Aktiviertheit einer Person (Arousal). Zudem ist der Mensch befähigt, seine eigene Leistung zu beobachten. Stellt er fest, dass die gegebene Situation sehr fordernd ist und genügend Ressourcen zur Verfügung stehen (z. B. durch erhöhte Aktivierung), können dieser Situation verstärkt Ressourcen zugeführt werden.

1.4.3.4 Habituationstheorie

Die Habituationstheorie erklärt den Vigilanzrückgang als Folge einer hohen Stimulusauftretsrates, so dass das Vermögen des Beobachters, entscheidende Signale aus dem neuronalen Hintergrundrauschen herauszufiltern, beeinträchtigt ist (J. F. Mackworth, 1968b). Dieser Prozess erfolgt nach und nach, so dass die Signalentdeckungsrate progressiv abfällt. Ein neurophysiologisches Korrelat findet sich in der Habituation der Alpha-Desynchronisation im EEG mit wiederholter Reizdarbietung (Sharpless & Jasper, 1956).

1.4.3.5 Motivationstheorie

Nach Smith (1966) ist ein Vigilanzrückgang auf eine Interaktion von Monotonieerleben und Motivation zurückzuführen. Die Aufmerksamkeit kann durchaus 1 bis 2 Stunden aufrechterhalten werden, entscheidend ist hierbei, ob der Betreffende überhaupt dazu bereit ist. Somit schenkt eine Person einer Vigilanzaufgabe nicht immer gemäß ihres

Vermögens Aufmerksamkeit. Smith (1966) unterscheidet hierbei zwei Arten von Beobachtern: a) Periodische Beobachter reagieren im Wesentlichen auf extrinsische Anreizfaktoren (Belohnung/Bestrafung/Kennntnis des Leistungsstandes) und weisen in der Regel Vigilanzdekremente auf, wohingegen b) gewissenhafte Beobachter stets bemüht sind, ihre Vigilanzleistung bis zum Limit aufrechtzuerhalten, was auf eine intrinsische Motivation schließen lässt. Da eine monotone Beobachtungsaufgabe jedoch kaum intrinsisches Motivationspotenzial besitzt, kann bestenfalls eine Variation der Signalhäufigkeit als Gegenmaßnahme herangezogen werden. Letzten Endes wirken aber die Effekte erhöhter extrinsischer Motivation stärker. Auch Luczak und Päßler (2004) betonen den motivationalen Aspekt in Verbindung mit Hypovigilanz: Personenspezifische Variablen wie Alter, Neurotizismus und Extraversion können wesentlichen Einfluss auf die Leistungsmotivation bei Überwachungsaufgaben nehmen. Ältere Personen sind in der Anfangsphase einer Wachsamkeitsaufgabe annähernd gleich gut wie jüngere Personen, nach 45 min geht die Leistung der älteren Beschäftigten auf ein niedrigeres Niveau von ca. 10 % zurück (Luczak & Päßler, 2004). Des Weiteren besteht das Konzept des „*operator functional state*“, d. h., ein Zustand, der aufgabenspezifische Aktiviertheit sowie affektive, motivationale und kognitive Aspekte einschließt (Hockey, Gaillard & Burov, 2003; Leonova, 1998). Anhand von Untersuchungen konnte gezeigt werden, dass Probanden mit hohen „*experience seeking*“-Werten (Komponente der *Sensation Seeking Scale* von Zuckerman, Kolin, Price & Zoob, 1964; Zuckerman, 1994) aufgrund monotoner Fahrbedingungen eher ermüdeten und daher häufiger Fehler begingen (siehe Thiffault & Bergeron, 2003).

1.4.3.6 Arousaltheorie

Nach Thiffault und Bergeron (2003) lassen sich drei Ansätze zur Vigilanz unterscheiden:

- (1) Der kognitive Aspekt bezieht sich auf die Fähigkeit, Aufmerksamkeit über einen längeren Zeitraum auf bestimmte Signale auszurichten, was jedoch emotionale Reaktionen wie Langeweile nicht mit einschließt.
- (2) Der verhaltensorientierte Ansatz nimmt Bezug auf die Bereitschaft des Organismus, auf eine gegebene Situation mit entsprechendem Verhalten zu reagieren (Koella, 1982). Dabei wird die Entdeckungsleistung bei bestimmten Ereignissen nur dann sichtbar, wenn Fehler begangen werden.

(3) Ein weiterer Ansatz steht mit dem physiologischen Zustand der Wachheit/Wachsamkeit im Sinne der Aktiviertheit des zentralen Nervensystems in Verbindung mit Bezug auf psychophysiologische Anregungsprozesse (energetischer Aspekt der Vigilanz, z. B. Reduktion kortikaler Aktiviertheit). Nach Pribram und McGuinness (1975) sowie Fahrenberg (1983) wird hierbei folgende Unterscheidung vorgenommen:

- Aktivierung (engl. *arousal*) wird als **Prozess** der Veränderung aufgefasst im Sinne kurzfristiger, aufgabeninduzierter **phasischer** Veränderungen.
- Aktiviertheit oder Aktivierung (engl. *activation*) hingegen beschreibt den **Zustand** des Aktivseins im Sinne einer **tonischen** Aufrechterhaltung der Wachsamkeit über einen längeren Zeitraum.

Demzufolge fluktuiert das Vermögen, die Vigilanz aufrechtzuerhalten, mit der physiologischen Wachsamkeit. Diese wiederum variiert aufgrund endogener, exogener oder aufgabeninduzierter Einflussfaktoren.

Reizarmut führt zu einer Abnahme der Leistungseffizienz sowie zu „Überforderung durch Unterforderung“ (Luczak & Päßler, 2004). Elektrophysiologische Indikatoren dieser Aktiviertheit sind z. B. die Frequenzbänder des Spontan-EEG (Beta-, Alpha-, Theta- und Delta-Band; Näheres siehe Abschnitt 1.6.2.2). Als peripherphysiologischer Arousalindikator gilt z. B. die elektrodermale Aktivität in Form der Anzahl von Spontanfluktuationen innerhalb eines Zeitfensters, z. B. von 1 min (Näheres siehe Abschnitt 1.6.3.1). Man geht hierbei von der Annahme aus, dass eine erhöhte Aktiviertheit auch eine bessere Leistung ermöglicht, was sich in der *Yerkes-Dodson-Regel* wiederfindet (Yerkes & Dodson, 1908). Der dieser Regel zugrundeliegenden eindimensionalen Arousaltheorie zufolge besteht ein umgekehrt U-förmiger Zusammenhang zwischen Aktivierung und Leistung, wobei eine gezielte aufgabenspezifische Aktivierung mittlerer Stärke eine optimale Leistung sicherstellt (eine diffuse Aktivierung genügt nicht). Abb. 1.3 verdeutlicht anhand von Adjektiven entlang der Kurve den Zusammenhang von Aktivierungsgrad (hier „pressure“) und Leistung (hier „ability to cope“).

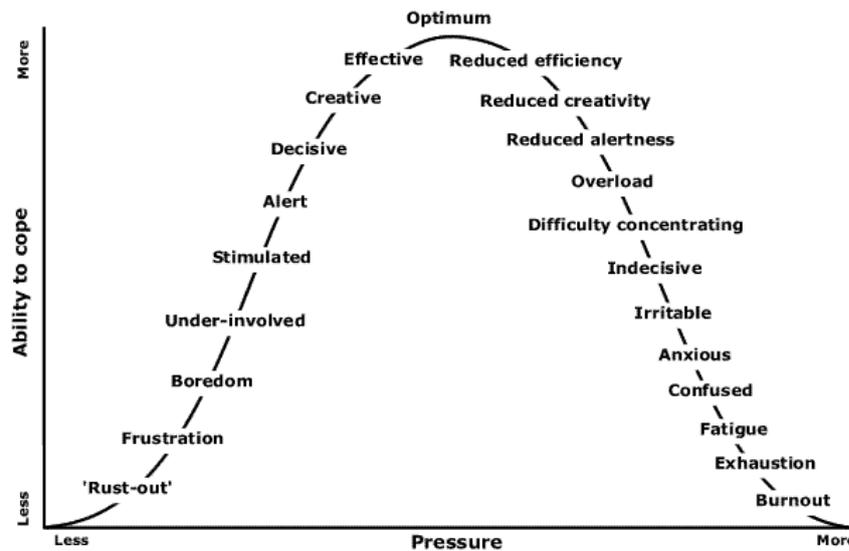


Abb. 1.3: Yerkes-Dodson-Kurve (Quelle: www.potentialuk.com)

In der modifizierten Version der Yerkes-Dodson-Regel setzt Easterbrook (1959) Aktivierungsgrad und Aufgabenschwierigkeit in Beziehung. Er geht davon aus, dass bei leichten Aufgaben ein höheres, bei schwierigen Aufgaben jedoch ein geringeres Arousal vorliegen sollte, was sich in einer Verschiebung der Kurve widerspiegelt.

Die Plausibilität dieser eindimensionalen Auffassung von Arousal hat das Yerkes-Dodson-Gesetz sehr populär gemacht, was vor allem auf die Annahme eines Optimums zurückzuführen ist (siehe Abb. 1.3). Allerdings hat diese Betrachtungsweise gleichzeitig zu einer Übergeneralisierung der ursprünglichen Befunde zur Yerkes-Dodson-Regel geführt (Stokes & Kite, 1994, S. 44). Stokes und Kite (1994) merken an, dass dieses Modell zu einfach und allgemein sei und nicht mit tatsächlichen Beobachtungen übereinstimme (siehe auch Satchell, 1993, S. 65ff.). Daher hat man sich von dieser globalen Auffassung des Arousalonstruktes gelöst und einer differenzierenden Betrachtungsweise zugewandt: „Aktivierung wird als ein Prozess gesehen, der sich auf verschiedenen physiologischen Ebenen sowie Verhaltens- und Erlebnisebene weitgehend entkoppelt oder variabel gekoppelt abspielt“ (Schandry, 1998, S. 56). Beispielsweise unterscheidet die auf zwei Arousaldimensionen beruhende Theorie von Thayer (1989) zwischen den Dimensionen „energetisch – müde“ und „angespannt – ruhig“. Bei geringen psychologischen Anforderungen korrelieren diese beiden Dimensionen positiv, bei hohen Anforderungen hingegen negativ. Das würde erklären, warum sich beispielsweise ein Pilot oder Fluglotse nach einer anstrengenden Schicht

sowohl müde als auch angespannt fühlen kann. Ein eindimensionales Modell wie der umgekehrt U-förmige Zusammenhang von Arousal und Leistung kann dies nicht erklären.

Als physiologisches Korrelat der unspezifischen tonischen Aktivierung (Arousal 1 nach Routtenberg, 1968) spielt der neurophysiologischen Aktivierungstheorie zufolge die *Formatio reticularis* im Hirnstamm, das sog. „*Aufsteigende retikuläre Aktivierungssystem (ARAS)*“, mit Impulsen zur Großhirnrinde (Kortex) eine entscheidende Rolle, wobei cholinerge Einflüsse von Bedeutung sind. Mit einer spezifischen, phasisch-selektiven Aktivierung (Arousal 2 nach Routtenberg, 1968) werden das limbische System und das mediale Vorderhirnbündel in Verbindung gebracht, wobei monoaminerge Einflüsse (noradrenerg, dopaminerg) im Vordergrund stehen. Beide Systeme wirken Routtenberg zufolge reziprok zueinander, d. h., sie hemmen sich gegenseitig. Ein dreidimensionales Arousal-Konzept wird von Pribram und McGuinness (1975) postuliert, dessen Annahmen sich ebenfalls im 3-Arousal-Modell von Boucsein (1992, 1993) wiederfinden:

1. Das „Arousal 1“-System („*affect arousal system*“) wird im Bereich um die Amygdala angesiedelt. Dieses System ist für die Aufmerksamkeitsfokussierung und Generierung hypothalamischer Reaktionsmuster zuständig, unterstützt also die Aufmerksamkeitsausrichtung entsprechend den situativen Erfordernissen. Beispiele hierfür sind physische Herzratenänderungen (z. B. im Zuge der Orientierungsreaktion) oder eine Zunahme der elektrodermalen Aktivität in Form zunehmender Spontanfluktuationen (*nonspecific skin conductance responses*; siehe Abschnitt 1.6.3.1).
2. Das „Arousal 2“-System („*effort system*“) ist im Bereich um den Hippocampus lokalisiert. Die physiologischen Muster, die durch dieses System erzeugt werden, sind Begleiterscheinungen der zentralen Informationsverarbeitung. Als Beispiele können hier die Abnahme der Alpha-Aktivität im Spontan-EEG zugunsten der Beta-Aktivität (Alpha-Desynchronisation bzw. Alpha-Blockade), Komponenten ereigniskorrelierter Potenziale (siehe Abschnitte 1.6.2.2 und 1.6.2.3) sowie eine herabgesetzte Herzratenvariabilität angeführt werden (siehe Abschnitt 1.6.3.2.2). Eine Besonderheit des Arousal 2-Systems ist die Fähigkeit, die beiden anderen Arousal-systeme 1 und 3 miteinander zu verbinden oder diese auch zu entkoppeln, um

Initialhandlungen zugunsten einer genaueren Analyse in kortikalen bzw. subkortikalen neuronalen Schaltkreisen zu unterbinden (Gray, 1982).

3. Das „Arousal 3“-System („*preparatory activation system*“) befindet sich im Bereich um die Basalganglien, dessen Aktivierung mit einer erhöhten Bereitschaft motorischer Hirnareale einhergeht. Im EEG ist dies anhand einer erhöhten Negativität in Form der *Contingent Negative Variation (CNV)* festzustellen, auf autonomer Ebene anhand tonischer Herzratenänderungen. Im Hinblick auf emotionale und mentale Beanspruchung lässt sich erstere dem Arousal 1-System zuordnen und letztere sowohl dem zweiten als auch dem dritten System (für eine ausführliche Darstellung mehrdimensionaler Aktivierungstheorien siehe Boucsein, 2006). Nach Neiss (1988) können *arousal* und *activation* auch anhand der Hirnhemisphären und Neurotransmitter differenziert werden. Demnach wird *arousal* mit der Parietalregion der rechten Hemisphäre sowie mit adrenergen bzw. noradrenergen Einflüssen assoziiert (z. B. im Falle eines Flugnotfalls). *Activation* hingegen steht mit der Frontalregion der linken Hemisphäre und dopaminergen Einflüssen in Verbindung.

Im Zusammenhang mit Arousal Konzepten stehen vier Fragen im Raum, über die bis heute unter Forschern noch diskutiert wird:

1) Sind Arousal und Vigilanz unterschiedliche Konstrukte?

Dieser Frage sind Tassi, Bonnefond, Hoeft, Eschenlauer und Muzetand (2003) nachgegangen. Ihrer Ansicht nach handelt es sich um voneinander abzugrenzende funktionale Entitäten: Demnach ist Vigilanz mit aufmerksamkeitsbezogener Verfügbarkeit verbunden, wohingegen Arousal aufmerksamkeitsunabhängig ist und vor allem auf neuronaler Aktivierung basiert. Aufgrund eigener Untersuchungen folgern Tassi et al. (2003), dass Arousal im Wesentlichen die Informationsverarbeitungsgeschwindigkeit beeinflusst, wohingegen sich Vigilanz eher auf Genauigkeit und Auslassungsfehler bei der Aufgabenbearbeitung bezieht. Somit wird die Leistung durch diese beiden Funktionen in spezifischer Weise beeinflusst.

2) Ist Arousal mit Stress gleichzusetzen?

Arousal darf nach Ansicht von Stokes und Kite (1994) nicht mit Stress gleichgesetzt werden. In einer Untersuchung von Roscoe (1978) wurde deutlich, dass die mittels der Herzrate erfasste Aktivierung im Cockpit während des Flugbetriebs mit der erlebten

Beanspruchung korrelierte, jedoch war die Herzrate kein genauer Index für den emotionalen Stress bzw. die erlebte Angst. Ebenso kann es Situationen geben, in denen geringe Aktivierung als unangenehm bzw. aversiv erlebt wird, z. B. bei Langeweile oder sensorischer Deprivation. Hingegen gibt es durchaus Aktivitäten, die mit hoher Aktivierung einhergehen, aber trotzdem als angenehm empfunden und regelrecht aufgesucht werden. In diesem Zusammenhang postulieren Apter und Svebak (1989) die „*reversal theory*“. Dieser Theorie zufolge bevorzugen Personen zu jedem Zeitpunkt ein gewisses Arousalniveau. Stress variiert jedoch nicht direkt als Funktion des Arousalniveaus, sondern resultiert dann, wenn tatsächliches und bevorzugtes Arousalniveau voneinander abweichen. Demzufolge kann Stress sowohl bei hoher als auch niedriger Aktivierung erlebt werden. Hierbei unterscheiden Apter und Svebak (1989) zwischen „*telic state*“ und „*paratelic state*“: Im ersten Fall möchte der Betreffende seine Ruhe haben (Bevorzugung geringer Aktivierung), im letzten Fall möchte er etwas Aufregendes erleben (Bevorzugung hoher Aktivierung). Wann eine Situation letzten Endes als Stressor erlebt wird, resultiert auch aus dem Zusammenwirken von Aktivierung und kognitiver Bewertung dieser Situation (*appraisal*; Lazarus & Folkman, 1984). Ein Beispiel hierzu ist eine Untersuchung von Schachter und Singer (1962), bei der Probanden vor einem Experiment ohne ihr Wissen Adrenalin erhielten. In Abhängigkeit vom Verhalten eines Verbündeten des Versuchsleiters (Verärgerung, Belustigung) führten Probanden die Erhöhung ihrer Herzrate auf die Beobachtung der verärgerten Person zurück, wohingegen Vpn, die mit dem Spaßvogel zu tun hatten, ihre erhöhte Herzrate mit der Freude über das lustige Verhalten assoziierten. Tatsächlich war die erhöhte Herzrate aber auf die Adrenalingabe zurückzuführen, von der die Teilnehmer jedoch nichts wussten. Wären also Arousal und Stress identisch, gäbe es keine derartige Fehlinterpretation des eigenen Aktivierungsgrades. Demnach spielten hier kognitive Bewertungsprozesse der Versuchsteilnehmer in den jeweiligen Situationen eine wichtige Rolle.

3) Erzeugen Monotonie und Langeweile Stress?

Monotonie gehört nach der DIN EN ISO-Norm 10075 zu den Formen psychischer Fehlbeanspruchung, welche als langsam entstehender Zustand herabgesetzter Aktivierung bei längerandauernden einförmigen Wiederholungstätigkeiten auftreten kann (Richter & Hacker, 1998; Überblick zur dreiteiligen DIN EN ISO-Norm 10075 siehe *Zeitschrift für Arbeitswissenschaft*, 56(1+2), 2002; siehe auch Bamberg, 2002,

sowie Hofmann, 2002, und Nachreiner, 2002). Monotonie ist eine spezifische Beanspruchungsfolge, welche sich auf psychophysiologischer Ebene zum einen in einer Abnahme von Herzrate, Blutdruck, Sauerstoffverbrauch und Adrenalin-/Noradrenalin Spiegel und zum anderen in einer Erhöhung der Herzratenvariabilität sowie der Zunahme langsamer Wellen im EEG zeigt. Der eingeeengte Beachtungsumfang führt zu mangelnder Aktivierung des ARAS und damit zu einer herabgesetzten kortikalen Erregung mit der Folge von Schläfrigkeit, Langeweile, Leistungsabnahme sowie einer verminderten Umstellungs- und Reaktionsfähigkeit.

Es wurde bereits diskutiert, ob die bloße Überwachungstätigkeit womöglich stresserzeugend sein könnte, da die empfundene Langeweile einen aversiven Charakter hat. O'Hanlon (1981) sieht Langeweile bzw. Monotonie durchaus als stresserzeugend, da das Erfordernis besteht, einen angemessenen Aktivierungsgrad in einer arousalmindernden Situation aufrechtzuerhalten. Dabei bezieht er sich auf eine Flugsimulations-Untersuchung von Bartlett (1943; zit. nach O'Hanlon, 1981), bei der die Probanden Hand-, Fuß- und Augenbewegungen so koordinieren mussten, dass Höhe und Kurs in Übereinstimmung mit visuell dargebotenen Informationen aus mehreren Quellen waren. Die Leistung ließ bereits innerhalb der ersten 30 min nach und verschlechterte sich dann immer weiter. Indikatoren hierfür waren Kurshaltefehler, Koordinationsstörungen und seriell statt integratives Reagieren auf dargebotene visuelle Informationen. Darüber hinaus wurden periphere Informationsquellen ignoriert oder übersehen, und irrelevante Stimuli lenkten von der eigentlichen Aufgabe ab. In manchen Phasen waren die Piloten völlig untätig. Auf subjektiver Ebene erlebten die Beteiligten Gefühle des Unwohlseins und äußerster Irritiertheit. Dieses Verhaltensmuster fasste Bartlett unter dem Begriff „*skill fatigue*“-Syndrom zusammen, welches schnell wieder verschwand, sobald die Tätigkeit beendet wurde. Eine Formalisierung dieses Zusammenhangs findet sich in der oben beschriebenen „*reversal theory*“ von Apter und Svebak (1989). Auch Stokes und Kite (1994) sehen es als plausibel an, dass ein Systembediener, der längere Zeit nichts zu tun hat, nichtsdestotrotz seine erlebte Beanspruchung als hoch einstufen kann. Als Beispiel verweisen Stokes und Kite auf eine Untersuchung der Universität Stockholm, die von Johansson (1989) mit Kontrollraum-Überwachungspersonal durchgeführt wurde. Hierbei wurden die Probanden in zwei Gruppen aufgeteilt: Die passive Gruppe hatte die Aufgabe, die Vorgänge im Kontrollraum eines Stahlwerks zu überwachen und nur bei Störungen einzugreifen. Die aktive Gruppe war zusätzlich mit der Planung,

Koordination und Kontrolle der Produktion betraut worden. Beide Gruppen hatten gegenüber der Ausgangslage erhöhte Adrenalinpiegel, wobei der Anstieg in der passiven Gruppe geringer war als in der aktiven Gruppe. Auf subjektiver Ebene gab die passive Gruppe an, sich unwohl gefühlt zu haben, möglicherweise als Folge der herabgesetzten Aktiviertheit (was mit Apters und Svebaks „*reversal theory*“ in Einklang ist). Die aktive Gruppe hingegen empfand die Arbeit als erfreulich und stimulierend, da sie das Gefühl von Können, Kontrolle und Vertrauen vermittelte. Thackray (1980, 1981) hingegen kommt aufgrund von Ergebnissen aus physiologischen Feld- und Laboruntersuchungen, die er in einem Übersichtsartikel zusammengefasst hat, zu dem Schluss, dass Langeweile, Monotonie und Unterstimulation nicht als Stressoren im herkömmlichen Sinne angesehen werden können. Dies trifft dann zu, wenn gleichzeitig hochgradige Aufmerksamkeit und Reaktionsschnelligkeit erforderlich sind, sprich repetitive Tätigkeiten mit sehr kurzen Taktzeiten vorliegen, bei denen Fehler infolge von Auslassern sanktioniert werden (Thackray, 1980, 1981). Ein Beispiel, in dem derartige Arbeitsbedingungen nachempfunden wurden, ist die Untersuchung von Ohsuga, Shimono und Genno (2001), bei der zwei Gruppen von Probanden eine Trackingaufgabe 12mal wiederholen mussten. Bei einer Gruppe wurde zusätzlich emotionaler Stress induziert, indem man den Betroffenen mitteilte, dass die Aufgabe bei jedem Fehler jeweils um weitere 90 s verlängert würde (was allerdings nicht wirklich geschah). Bei allen Probanden zeigte sich ein physiologisches Reaktionsmuster sympathischer Aktivierung mit Dämpfung parasymphatischer Aktivität, wobei in der Gruppe, die zusätzlich unter emotionalem Stress stand, ein stärkerer Abfall der Hauttemperatur und eine deutliche Herzratenhöhung zu beobachten waren. Die Herzratenvariabilität nahm bei Probanden beider Gruppen zu, was als Zeichen von Langeweile und Aversion gegenüber der Aufgabe aufgefasst werden kann (siehe Abschnitt 1.6.3.2.2).

4) Inwieweit ist die Vigilanz tageszeitlichen Schwankungen unterworfen?

Circadiane Rhythmen stehen mit neuralen Schaltkreisen in Verbindung, welche wiederum mit den Vigilanzsystemen interagieren bzw. Bestandteil derselbigen sind (Satchell, 1993). Im Allgemeinen geht man davon aus, dass vigilanzbezogene Tätigkeiten nachmittags und abends mit einer besseren Leistung einhergehen als in den Morgenstunden (Davies, Parasuraman & Toh, 1984). Dies ist damit zu begründen, dass die Aktivierung über den Tag zunimmt. Allerdings differenzieren Davies et al. (1984)

zwischen seriell und simultan zu bearbeitenden Aufgaben. Bei seriellen Aufgaben sind gedächtnisbezogene Prozesse involviert, welche sich im Laufe des Tages verschlechtern. Bei simultanen Aufgaben hingegen ist eine Leistungsverbesserung über den Tagesverlauf zu beobachten, da auf Gedächtnisprozesse verzichtet werden kann und die Aktivierung auf einem höheren Niveau ist als am Morgen.

Ausgehend von den vorstehend beschriebenen theoretischen Grundlagen zur Vigilanz stellt sich die Frage der praktischen Anwendung im Sinne vigilanzfördernder Maßnahmen, was der folgende Abschnitt näher darlegt.

1.4.4 Techniken zur Aufrechterhaltung der Vigilanz

1.4.4.1 Nichtphysiologische Methoden

Gerade im Transportwesen sind Möglichkeiten entwickelt worden, um die Vigilanz der Fahrer bzw. Piloten aufrechtzuerhalten. Beim Totmann-Knopf bzw. -pedal (auch Sicherheitsfahrerschaltung – SIFA – genannt) handelt es sich um Vorrichtungen, bei denen der Lokführer in regelmäßigen Abständen einen Knopf drücken bzw. auf ein Pedal treten muss. Reagiert er nicht innerhalb eines angemessenen Zeitfensters, wird eine automatische Notbremsung des Zuges ausgelöst. Bei der französischen Bahngesellschaft „*Société Nationale des Chemins de Fer (SNCF)*“ wird dagegen ein Fußpedal verwendet, das in konstanter Position und unter konstantem Druck gehalten wird. Periodisch (etwa jede Minute) wird der Zugführer dann durch ein akustisches Signal aufgefordert, seinen Vigilanzstatus durch Anheben des Fusses vom Pedal zu bestätigen. Geschieht dies nicht innerhalb von 2,5 s, ertönt ein Alarm, der, wenn er nicht innerhalb von weiteren 2,5 s abgeschaltet wird, dazu führt, dass der Zug automatisch gebremst wird (Satchell, 1993).

Eine dem Totmann-Knopf-Prinzip ähnliche Vorrichtung ist der „*Roadguard*“, welcher Anzeichen von Ermüdung mittels der Reaktionszeit erfasst. Ein eingebauter Timer stoppt randomisiert zwischen 4 s und 14 s. Sobald er stoppt, erscheint ein optisches Signal auf dem Armaturenbrett. Der Fahrer muss nun schnellstmöglich das Lichtsignal mittels Kontaktknöpfen am Lenkrad ausschalten, andernfalls erfolgt ein akustisches Warnsignal. Nach Ausschalten des Lichtsignals wird der Timer wieder auf Null gesetzt und beginnt von Neuem zu laufen. Wie schon beim Totmann-Pedal gibt es Bediener,

die dieses System zu umgehen versuchen, indem sie beispielsweise alle 4 s die Lenkradkontakte drücken und das Lichtsignal dabei ignorieren. Außerdem könnte diese Vorrichtung den Fahrer von seiner primären Aufgabe – dem Autofahren – ablenken. Darüber hinaus ertönt das Warnsignal bei ausbleibender Reaktion auf das Lichtsignal erst nach 3 s. Untersuchungen zufolge wurden bei Autofahrern sog. „*micro sleeps*“-Perioden von 0,5 s bis 1,5 s gemessen (siehe Haworth & Vulcan, 1991). Die Alarmschwelle muss demnach niedriger angesetzt werden.

Im Automobilbereich gibt es darüber hinaus das „*lane departure warning system (LDWS)*“, z. B. „*AutoVue*“ von Iteris und Daimler-Chrysler, welches Abweichungen des Autofahrers von der Fahrspur erkennt und ein Warnsignal auslöst, damit der Fahrer auf die ursprüngliche Fahrspur zurückkehrt. Diese Technik wird bereits serienmäßig in LKWs eingebaut, da gerade bei Fernfahrern die Gefahr von Vigilanzeinbußen und *micro sleeps* deutlich erhöht ist. Zaidel (1985) erwähnt eine Halsband-ähnliche Vorrichtung (*collar switch*), die einen Alarm auslöst, wenn der Kopf des Fahrers nach vorne kippt. Auch Haworth und Vulcan (1991) beschreiben ein ähnliches batteriebetriebenes System, den *Dozer's Alarm*. Dieser wird am Ohr eingehakt und misst den Neigungswinkel des Kopfes. Wenn ein bestimmter Winkel überschritten wird, ertönt ein Alarmsignal. Nachteilig ist diese Vorrichtung allerdings bei Brillenträgern und Personen mit kleinen Ohren, da der *Dozer's Alarm* in diesen Fällen nicht korrekt befestigt werden kann.

Seit neuem wird auch der sog. *FaceReader* eingesetzt (Den Uyl & van Kuilenburg, 2005), mit dem anhand des emotionalen Gesichtsausdrucks als nichtphysiologischem Maß beispielsweise adaptive Anpassungen des zu bedienenden Systems vorgenommen werden können. Der *FaceReader* kann emotionale Gesichtsausdrücke mittels eines trainierten Netzwerkes mit einer Genauigkeit von 89 % erkennen. Dabei bedient sich das System der „*Active Template Method*“, welche eine wandelbare Gesichtsschablone über ein Bild legt und den wahrscheinlichsten Gesichtsausdruck zurückmeldet. In einem nächsten Schritt wird mit einem „*Active Appearance Model (AAM)*“ ein Gesichtsmodell erzeugt, welches sowohl die Lokalisation von Schlüsselpunkten im Gesicht als auch die Gesichtsbeschaffenheit in einer sehr niedrigen Dimensionalität beschreibt. Das AAM nutzt einen Satz markierter Bilder, um die Hauptquellen der Varianz zu berechnen, die aus den Gesichtsabbildungen hervorgehen und führt dabei eine

Dimensionsreduktion mittels Hauptkomponentenanalyse durch. Neue Gesichtsmodelle können als Abweichung vom Durchschnittsgesicht beschrieben werden (z. B. ± 3 Standardabweichungen). Das AAM modelliert somit individuelle Variationen des Gesichtsausdrucks zusätzlich zu den Abweichungen in Verbindung mit Positur/Orientierung, Belichtung und Gesichtsausdruck mit dem Ziel einer individuellen Systemanpassung.

Im Bereich der Luftfahrt existieren neben den Kollisionswarnsystemen TCAS und GPWS auch vigilanzbezogene Warnsysteme wie das von Boeing konzipierte „*Crew Performance System (CPS)*“. Das CPS funktioniert so, als ob alle Knöpfe und Schalter im Cockpit parallel arbeiteten, so dass die Betätigung jedes einzelnen Schalters vom System aufgezeichnet werden kann. Erfolgt nach einer bestimmten Zeit keine Eingabe in das CPS, fordert eines der visuellen Displays den Piloten zur Eingabe auf. Bleibt diese aus, ertönt ein Alarmsignal. Das CPS wurde Mitte der 1980er Jahre von Boeing für eine Fluggesellschaft entwickelt, die aufgrund mehrerer Cockpit-Zwischenfälle anonym bleiben wollte (Beech, 1991). Untersuchungen der NASA zufolge (zit. nach Beech, 1991), die auf diesen vertraulichen Berichten basieren, schliefen Piloten auf Langstreckenflügen (z. B. auf Nonstop-Flügen von Europa nach Fernost) unvorhergesehenermaßen bis zu einer Stunde, was verstärkt während der Flugstunden im Dunkeln auftrat. Als mögliche Ursachen werden Reizarmut, Unterforderung, aber auch Verschiebungen im circadianen Rhythmus beim Überqueren mehrerer Zeitzonen genannt. Eine mögliche Lösung zur Aufrechterhaltung der Vigilanz bei Langstreckenflügen sind Beech zufolge geplante Schlafphasen, um Ermüdungserscheinungen entgegenzuwirken. Dies ist vor allem für die Phasen des Sink- und Landeanflugs von Bedeutung, in denen der Pilot wieder verstärkt gefordert wird. Ein in diesem Zusammenhang nicht zu unterschätzendes Problem ist das „*sleep inertia*“-Phänomen (Ferrera & De Gennaro, 2000; siehe auch Tassi et al., 2003 sowie Wright & McGown, 2001). Es beschreibt einen Zustand vorübergehender Trägheit, Hypovigilanz, Verwirrtheit, Desorientiertheit sowie gestörter kognitiver und sensomotorischer Leistung unmittelbar nach dem Erwachen. In Verbindung mit Kurzschlafphasen während Überwachungsoperationen kann dieses Phänomen vor allem dann zum Verhängnis werden, wenn der Bediener durch einen Notfall abrupt aus seinem Kurzschlaf gerissen wird und möglichst schnell komplexe Tätigkeiten ausführen muss. Der „*sleep inertia*“-Effekt kann bis zu zwei Stunden nach dem Erwachen anhalten,

wobei der ursprüngliche Wachheitsgrad vor dem Einschlafen erst nach zwei bis vier Stunden wiederhergestellt ist. Caldwell, Prazinko und Caldwell (2003) heben hervor, dass Änderungen in der Körperhaltung Müdigkeitserscheinungen infolge von Schlafmangel entgegenwirken können, was sich in einer geringeren Theta-Aktivitätszunahme und einer besseren psychomotorischen Leistung (*psychomotor vigilance task*, siehe nachstehend) zeigt.

Eine weitere Möglichkeit zur Überprüfung des Vigilanzstatus bei Piloten ist die „*Psychomotor Vigilance Task (PVT)*“ (Wilkinson & Houghton, 1982), eine 10-minütige Vigilanzaufgabe, die speziell dazu dient, Müdigkeitserscheinungen auf Langstreckenflügen festzustellen. Der Pilot muss hierbei schnellstmöglich auf ein visuelles Signal per Knopfdruck reagieren, womit Überwachungsaussetzer und vermindertes Reaktionsvermögen aufgespürt werden. Allerdings besteht auch hier die Gefahr, dass der Pilot die PVT zu umgehen versucht. Außerdem könnte diese Sekundäraufgabe mit der eigentlichen Aufgabe – der Cockpitüberwachung – interferieren (siehe Loh, Lamond, Dorrian, Roach & Dawson, 2004).

Schließlich ist noch der „*Pilot's Associate*“ zu erwähnen, der sozusagen einen elektronischen Co-Piloten als Schnittstelle zwischen Pilot und Flugzeug darstellt (Banks & Lizza, 1991). Der „*Pilot's Associate*“ erkennt alle Piloten, die ein bestimmtes Flugzeug bedienen, d. h., sämtliches Wissen sowie Erfahrungen des jeweiligen Piloten sind dem PA bekannt, wenn er diesen berät, erinnert und warnt. Somit kann der PA die vergangene und gegenwärtige Leistung des Piloten vergleichen und entsprechend reagieren. Allerdings soll auch dieses System nicht frei von Manipulierbarkeit seitens des Piloten sein. Darüber hinaus kann es nicht den Vigilanzstatus des Piloten feststellen. Satchell (1993) sieht daher eine Schlüsselfunktion des PA künftig in der Verarbeitung physiologischer Daten, die anschließend zu einem Index kombiniert werden. Eine Programmfolge bediener- und aufgabenspezifischer Algorithmen soll dabei die Grundlage dieses individuellen Index bilden, der dann in der vom Piloten gewünschten Form in einem Display erscheint. Für nähere Einzelheiten bezüglich der vorstehend beschriebenen Vorrichtungen sei auf Haworth und Vulcan (1991) verwiesen.

Als weitere Möglichkeit zur Erhöhung der allgemeinen Aktivierung wurde die Einführung von Sekundäraufgaben angesehen, die der Maschinen- bzw. Fahrzeugbe-

diener in regelmäßigen Abständen bearbeiten muss. Allerdings ist damit zu rechnen, dass diese Zusatzaufgaben vom Bediener als lästig empfunden und somit umgangen werden, vor allem dann, wenn sie in seinen Augen keinen sinnvollen Zusammenhang mit der Primäraufgabe aufweisen (Boucsein, 2006; Hart & Wickens, 1990). Außerdem könnte die primäre Tätigkeit durch zusätzliche Aufgaben beeinträchtigt werden (Inagaki, 2003a).

1.4.4.2 Physiologisch basierte Methoden

Auf physiologischer Ebene ist das System „*Dormalert*“ zum Einsatz gekommen, welches die elektrodermale Aktivität (in diesem Falle den Hautwiderstand in kOhm) als Vigilanzindikator verwendet. Hierbei werden zwei Ringelektroden an einem Finger oder einer Fußzehe zur Messung angebracht, wobei die Kabel mit einer Box in Streichholzsachtelgröße verbunden werden, die der Proband in seiner Hosen- oder Jackentasche aufbewahren kann. Darauf folgt eine 10- bis 15-minütige Kalibrierungsphase, um eine Schwelle bestimmen zu können, ab wann ein Alarm ausgelöst werden soll, und Fehlalarmen vorzubeugen. Eine Zunahme des Hautwiderstandes signalisiert nachlassende Vigilanz und löst unter Berücksichtigung des zuvor bestimmten Sollwertes einen akustischen Alarm aus. Durchgeführte Tests mit „*Dormalert*“ erbrachten keine eindeutigen Befunde, zumal der Alarm in der Schläfrigkeitsphase nicht funktionierte. Darüber hinaus ist eine mögliche Beeinträchtigung des Anwenders durch die Verkabelung zu berücksichtigen (siehe Tarrière, Hartemann, Sfez, Chaput & Petit-Poilvert, 1988).

Eine weitere Möglichkeit ist der Einsatz von Kameras in Fahrzeugen zur Überwachung der Lidschlagfrequenz. Geht die Lidschlagfrequenz aufgrund längerer Lidschlusslatenzen zurück, wird der Autofahrer sofort durch ein Signal gewarnt. Ähnliche Systeme wie der „*Onguard Eye Closure Monitor*“ messen die Menge reflektierten Infrarot-Lichts, welche bei geschlossenen Augen geringer ist. Wenn die Augen mehr als 0,5 s geschlossen bleiben, wird ein Alarmsignal ausgelöst (im Vergleich zu 3 s beim *Roadguard*-System – siehe Haworth & Vulcan, 1991). In praktischen Versuchen musste die Brille, an welcher der *Onguard* angebracht war, mit Klebeband am Kopf fixiert werden, damit sie nicht von der Nase rutschte. Zudem konnte es bei Änderung der Lichtverhältnisse zu Fehlalarmen kommen (z. B. aufgrund des Wechsels von Licht und

Schatten beim Durchfahren einer mit Bäumen gesäumten Allee oder bei Sonnenauf- und -untergang).

Eine weitere Vorrichtung ist das „*Vigilance Monitoring System*“ von Lieberman (1997). Ausgehend von dem Umstand, dass sogar hochmotivierte und geschulte Systembediener bei langandauernden Überwachungsaufgaben einen Zustand optimaler Aktiviertheit nicht aufrechterhalten können, soll dieses System sowohl physiologische Maße als auch umgebungsbezogene Gegebenheiten erfassen (z. B. Umgebungstemperatur, Licht, Lärm, toxische Gase usw.), welche zu einem Nachlassen der Vigilanz beitragen können. Ein Kontrollmodul sendet bestimmte Stimuli an den Systembediener, dessen Reaktionen (Bewegungen mittels Bewegungssensoren, Reaktionszeiten) anschließend als Vigilanzindikatoren an die Kontrolleinheit zurückgemeldet werden. Unter Einbeziehung der externen Verhältnisse entscheidet das Gerät dann, ob der Betroffene aufgrund nachlassender Vigilanz gewarnt werden muss (z. B. durch ein akustisches oder visuelles Signal), wobei Abstufungen in der Warnsignalstärke möglich sind. Zusätzlich ist das VMS imstande, den circadianen Rhythmus des Bedieners zu modifizieren, indem es die Ruhe-Aktivitäts-Muster und somit die Vigilanz der Person verändert (z. B. bei *jet lag*). Das VMS ist aufgrund seiner geringen Größe überall einsetzbar und kann wie eine Armbanduhr am Handgelenk getragen werden. Konkrete psychophysiologische Messungen sind mit diesem System bislang nicht durchgeführt worden. Allerdings kann das VMS entsprechend konfiguriert werden (gemäß einer persönlichen Mitteilung von H. R. Lieberman auf Anfrage). Erste Anwendung fand das VMS bei der Erfassung des Vigilanzstatus in Verbindung mit der ergänzenden Zufuhr von Kohlenhydraten unterschiedlicher Konzentration in Flüssigform bei körperlicher Aktivität (19,3 km marschieren, 2 x 4,8 km laufen) und Ruhe. Hierbei konnte anhand der mit dem VMS erfassten Reaktionszeiten festgestellt werden, dass Probanden mit der höchsten Kohlenhydrat-Konzentration schneller reagierten und sich zudem auf subjektiver Ebene als energiegeladener (*vigor*) und weniger verwirrt (*confusion*) einschätzten im Vergleich zu zwei weiteren Versuchsgruppen, die eine geringere Kohlenhydrat-Konzentration bzw. ein Placebo erhielten (siehe Lieberman, Falco & Slade, 2002; Lieberman, Kramer, Montain, Niro & Young, 2005).

Das Ausmaß der Vigilanz wird auch von den Arbeitsbedingungen im Sinne von Über- bzw. Unterforderung beeinflusst, was wiederum im Kontext von Belastungs-

Beanspruchungs-Konzepten, insbesondere auf psychischer Ebene, zu betrachten ist. Darauf geht der folgende Abschnitt näher ein.

1.5 Psychische Belastung und Beanspruchung

1.5.1 Definition von psychischer Belastung und Beanspruchung

Bis in die 70er Jahre des vergangenen Jahrhunderts verwendete man den Begriff „Belastung“ vorwiegend für körperlich anstrengende Tätigkeiten. Dabei wurden die Begriffe Belastung und Beanspruchung als austauschbar angesehen. Erst Rohmert und Rutenfranz (1976) haben eine Unterscheidung vorgeschlagen, die sich inzwischen durchgesetzt hat (nach DIN EN ISO-Norm 10075; siehe *Zeitschrift für Arbeitswissenschaft*, 56(1+2), 2002):

- (1) Unter psychischer **Belastung** (stress) versteht man die Gesamtheit aller erfassbaren Einflüsse, die von außen auf den Menschen zukommen und psychisch auf ihn einwirken (z. B. Lärm, Hitze, Zeitdruck).
- (2) Unter psychischer **Beanspruchung** (strain) versteht man die zeitlich unmittelbare und nicht langfristige Auswirkung der psychischen Belastung auf die Einzelperson in Abhängigkeit von ihren eigenen habituellen und augenblicklichen Voraussetzungen, wie Abb. 1.4 verdeutlicht. Es handelt sich demnach um subjektive und physiologische Folgen von Belastung, d. h., deren Auswirkung im Menschen und auf den Menschen (z.B. Erhöhung der Herzrate, Nervositätsgefühl). Hierbei spielen intervenierende Variablen in Gestalt von Bewältigungsstrategien eine wesentliche Rolle (Gros, 1994; zit. nach Richter & Hacker, 1998), so dass kein linearer Zusammenhang zwischen Belastung und Beanspruchung angenommen werden kann.

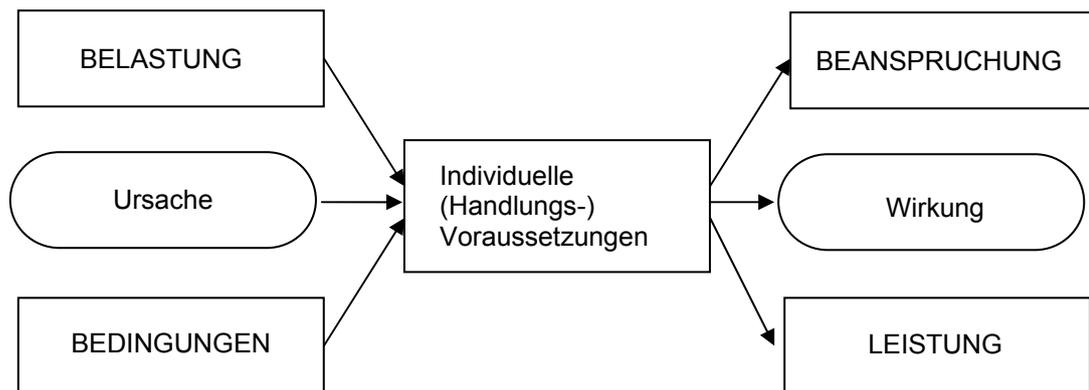


Abb. 1.4: Allgemeiner Ursache-Wirkungs-Zusammenhang im Belastungs-Beanspruchungs- und Bedingungs-Leistungskonzept (aus Müller, 1997, S. 42)

Intervenierende Variablen (nach Müller, 1997 auch individuelle [Handlungs-] Voraussetzungen) sind beispielsweise zur Bewältigung vorhandene Ressourcen, die nach Gros (1994; zit. nach Richter & Hacker, 1998) den Grad erlebter Beanspruchung modulieren. Dabei unterscheidet man (1) organisationale Ressourcen (z. B. Tätigkeitsspielraum und Qualifikationspotenzial), (2) soziale Ressourcen (z. B. Unterstützung durch Vorgesetzte und Kollegen) sowie (3) personale Ressourcen (z. B. kognitive Kontrollüberzeugungen, Handlungsmuster, Bewältigungsstile).

Hancock und Warm (1989) schlugen eine Differenzierung von Stress, Beanspruchung (workload) und Ermüdung vor. Hierbei stellen die objektiven Aufgabenanforderungen die Eingangsgröße (Input), die Bewältigungsstrategien bei der Aufgabenbearbeitung die Anpassung an die Aufgabenbedingungen und die erbrachte Leistung des Betreffenden die Output-Größe dar. Die Leistung des Bedieners wirkt auf die Systemleistung, welche in Verbindung mit adaptiven Strategien des Bedieners Veränderungen in den Inputgrößen bewirken kann. Somit stellen Input, adaptive Strategien, Beanspruchung und Leistung interagierende Variablen in einem geschlossenen Regelkreissystem dar (*closed loop*), wobei Änderungen in den beteiligten Komponenten unterschiedliche Auswirkungen haben. Leistungsänderungen führen dazu, dass sich ein Bediener so anpasst, dass seine Beanspruchung nicht steigt, d. h., er zeigt eine gewisse *Beanspruchungsinsensitivität* (z. B. in Form einer Anspruchs niveausenkung). Als weitere Möglichkeit kann auch bei gleichbleibender Leistung eine Beanspruchungsänderung folgen im Sinne einer *Leistungsinsensitivität* (z. B. muss sich der Betreffende vermehrt anstrengen, um eine gleichbleibende Leistung zu erbringen). Des Weiteren können

Leistung und Beanspruchung *assoziiert* sein, wenn z. B. eine Leistungssteigerung mit einem erhöhten Beanspruchungserleben einhergeht, oder aber *dissoziiert* sein, wenn z.B. eine Leistungsabnahme mit erhöhter Beanspruchung verbunden ist (beispielsweise bei extremer Überforderung). Anhand dieser aufgezeigten möglichen Konstellationen sollen die Beziehungen zwischen Beanspruchungsmanagement und dessen Auswirkungen auf die zu erbringende Leistung verdeutlicht werden. Auch Kuhl-Mitchell (2000) weist auf die mögliche Dissoziation von Beanspruchung und Leistung hin. Ein wesentlicher Einflussfaktor hierbei sind Handlungsstrategien des Betroffenen mit dem Ziel, die erhöhte Belastung zu kompensieren. Nach Klimmer und Rutenfranz (1983) spielt auch noch die emotionale Beanspruchung eine Rolle, die beispielsweise aus angstauslösenden kognitiven Aspekten resultieren kann, z. B. aufgrund der Nichteinhaltung einer gesetzten Deadline oder aufgrund von Sorgen, den Anforderungen nicht gerecht werden zu können (Boucsein, 1991).

Hinsichtlich des Konzepts der mentalen Beanspruchung haben sich verschiedene theoretische Ansätze herausgebildet, die im Folgenden näher erläutert werden.

1.5.2 Theoretische Ansätze zur psychischen Beanspruchung

Kuhl-Mitchell (2000) stellte nach Durchsicht von über 400 Artikeln zum Thema „mental workload“ fest, dass es keine einheitliche Definition dessen gibt, was man unter mentaler Beanspruchung zu verstehen hat. Darüber hinaus kann keine der zahlreichen existierenden Theorien zur mentalen Beanspruchung als angesehen aufgefasst werden. Viele dieser Theorien basieren auf dem Modell der Informationsverarbeitung, welches den Menschen analog zum Computer betrachtet. Grundsätzlich lassen sich vier Ansätze unterscheiden (nach Kuhl-Mitchell, 2000):

1. Sanders (1983) konzipierte ein *kognitiv-energetisches Leistungsmodell*. Dieses Modell verbindet die Vorstellung spezifischer Verarbeitungsressourcen mit aktivierungstheoretischen Konzepten (vgl. Abschnitt 1.4.3.6). Es postuliert vier Verarbeitungsstufen in serieller Anordnung, denen jeweils unterschiedliche Aktivierungsmechanismen zugeordnet sind, welche sich am Modell von Pribram und McGuinness (1975) orientieren: Stimulusvorverarbeitung, Merkmalsextrahierung, Reaktionsauswahl und motorische Anpassung. Das Arousal-System bildet die energie-

tische Grundlage für alle relevanten Prozesse der Informationsaufnahme und ordnet motorische Prozesse dem Activation-System zu. Über dem Arousal- bzw. Activation-System befindet sich das Effort-System als spezifische Ressource, das zum einen mit allen kognitiven Verarbeitungsprozessen assoziiert ist und zum anderen auf untergeordnete Ressourcensysteme modulierend Einfluss nimmt. Dies geschieht über hemmende und bahnende Einflüsse im Sinne eines Selbstregulationsprozesses oder infolge willkürlicher Aktivierungsveränderungen. Gaillard und Wientjes (1994) beschreiben ein ähnliches Modell, welches annimmt, dass jede menschliche Aktivität ihren eigenen optimalen energetischen Zustand hat, unter dem Leistung besonders effizient erbracht werden kann. Leistungsbeeinträchtigungen werden als Abweichung vom optimalen Zustand (Referenzpunkt/Sollwert) angesehen.

2. Ein weiterer Ansatz ist die *multiple Ressourcentheorie (MRT)* der Aufmerksamkeit von Wickens (1984, 1991). Dieser Theorie zufolge stehen für jede Sinnesmodalität begrenzte Ressourcen zur Verfügung. Wenn nun zwei Aufgaben unterschiedliche Ressourcen beanspruchen (z. B. verbal und räumlich), hat der Betroffene kein Problem, diese Aufgaben effizient zu bewältigen. Wenn jedoch zwei Aufgaben dieselben Ressourcen erfordern, kommt es zu einem Konflikt bzw. Wettbewerb um die vorhanden Ressourcen, was Leistungseinbußen nach sich ziehen kann.
3. Die beiden vorangegangenen theoretischen Ansätze postulieren die Annahme, dass der Mensch über eine Art Prozessor mit begrenzter Verarbeitungskapazität verfügt. Daher schlagen Moray, Dessouky, Adapathya und Kijowski (1991) die „*scheduling theory*“ vor, derzufolge der Mensch einer Maschine gleich kognitive Aufgaben erfüllt. Hierbei wird ein Kriterium festgelegt, das der menschliche Bediener erfüllen muss. Die Regeln der „*scheduling theory*“ werden dann dazu verwendet, zu entscheiden, in welcher Abfolge Aufgaben abgearbeitet werden, wie lange jeder Aufgabenabschnitt dauert und ob das vorgegebene Kriterium erfüllt werden kann.
4. Sowohl das vorstehend beschriebene „*scheduling theory*“-Modell als auch die kognitiv-energetischen und multiplen Ressourcentheorien nehmen an, dass Menschen Aufgaben mit vordefiniertem Anfangs- und Endzeitpunkt bearbeiten. Vallacher und Wegner (1987) schlagen eine Beanspruchungstheorie vor, die

Aufgaben als hierarchisch geordnet auffasst, die sog. Handlungsidentifikationstheorie (*action identification theory*). Diese Theorie versucht anhand von drei Prinzipien zu erklären, wie Menschen Aufgaben identifizieren und wann sie von einer Ebene der Aufgabenverarbeitung zur nächsten wechseln. Eine Person führt eine Handlung in Übereinstimmung mit einer vorher definierten Handlungsidentität aus. Hierbei strebt sie stets das höchstmögliche Identitätsniveau an, d. h., es geht nicht nur darum, dass eine Handlung ausgeführt wird, sondern auch um den Grund der Handlung und ihrer Auswirkungen. Kann der Betreffende dieses Niveau jedoch nicht aufrechterhalten, wechselt er zu einer niedrigeren Handlungsidentifikationsebene. Dieses Vorgehen stellt einen dynamischen, selbstkorrigierenden Prozess dar, der für Änderungen zugänglich ist und aus dem für jede Handlungsdomäne multiple überlappende Hierarchien von Handlungsidentitätsstrukturen resultieren können.

Als Fazit spricht sich Kuhl-Mitchell (2000) für die multiple Ressourcentheorie nach Wickens (1984, 1991) aus. Diese erlaubt Systemdesignern vorherzusagen, wann Aufgaben gleichzeitig bearbeitet werden können, wann Aufgaben miteinander interferieren und ab wann die Steigerung des Schwierigkeitsgrades einer Aufgabe zu Leistungseinbußen bei einer anderen Aufgabe führen könnte.

Ein neueres Beanspruchungsmodell, das an Aspekte der kognitiv-energetischen Ansätze von Sanders (1983) bzw. Gaillard und Wientjes (1994) sowie an das Modell von Hancock und Warm (1989) erinnert und zudem noch psychophysiologische Parameter berücksichtigt, findet sich in dem von Wieland und Baggen (1999) postulierten *kognitiv-aktionalen Modell der Beanspruchung*. Es stellt einen Ansatz für die Analyse und Bewertung psychophysiologischer Beanspruchungszustände dar, die auf der subjektiven, leistungsmäßigen und physiologischen Ebene erfasst werden können. Es zeigt die Beziehungen zwischen Anforderungen/Belastungen als Einwirkgrößen und den Beanspruchungsfolgen als Auswirkungsgrößen unter Berücksichtigung intervenierender Variablen auf (z. B. Bewertungsprozesse und verfügbare Ressourcen; siehe Abschnitt 1.5.1). Dazwischengeschaltet befindet sich der Handlungs- bzw. Beanspruchungsprozess. Belastungen bzw. Anforderungen können auf Personenebene mentaler, motivationaler und emotionaler Art sein, ergänzt durch externe Belastungsfaktoren wie z. B. Lärm oder Hitze. Im Handlungs- bzw. Beanspruchungsprozess greifen Regulationsprozesse, deren Funktion entweder darin besteht, interne Soll-Ist-Diskrepanzen zu

beseitigen (= Person als Regulationsobjekt) und/oder wahrgenommene Zustände der Umwelt in geforderte Soll-Zustände zu überführen (= Umwelt bzw. Aufgabe als Regulationsobjekt). Demzufolge lässt sich dieses Modell mit einem Regelkreis vergleichen, der als wichtige Komponente einen Feedback-Mechanismus enthält, der eine Regulierung überhaupt erst ermöglicht:

- (1) Bei der personenbezogenen **internen Selbstregulation** handelt es sich um kognitive und nervöse Regulationsvorgänge, die interne Zustandsgrößen (ängstliche Anspannung, Besorgtheit, körperliche Erregung) so verändern, dass sie mit gewünschten Sollzuständen übereinstimmen (intrapsychische habituelle Bewältigungsstile; vgl. Gros, 1994, sowie Müller, 1997). Indikatoren internaler Selbstregulation sind auf physiologischer Ebene z. B. die elektrodermale Aktivität, welche als Stressindikator bedeutsam ist (vgl. Boucsein, 1992, 2000a; siehe Abschnitt 1.6.3.1).
- (2) Unter der ebenfalls personenbezogenen **internen Regulation** versteht man die Bewertung interner Zustände und ihrer Anpassung an die, im Hinblick auf die Anforderungen notwendigen, Zielzustände. Je nach Abweichung vom Zielzustand sind entsprechende Anstrengungen (*task effort*) zur Regulierung nötig. Als Indikator gilt das Maß der energetischen Aktiviertheit, d. h., der aufgabenbezogenen Energiebereitstellung (vgl. Sanders, 1983). Physiologisch gesehen besteht hierbei eine funktionale Kopplung zwischen mentaler Beanspruchung und kardiovaskulären Reaktionen (siehe Abschnitt 1.6.3.2).
- (3) Die umwelt-/aufgabenseitige **externale Selbstregulation** umfasst kognitive, motorische und verbale Aktivitäten zur indirekten Beeinflussung interner Zustände im Sinne von Veränderungen der Umwelt und/oder Aufgabenanforderungen (z. B. Einnahme von Analgetika oder anregenden Substanzen, Suche nach sozialer Unterstützung zur Redefinition der eigenen Situation). Eine Maßnahme im Rahmen der externalen Selbstregulation ist die Anspruchsniveausenkung, d. h., eine Änderung des Anforderungs-Kapazitäts-Verhältnisses mit dem Ziel der Reduzierung von Angstgefühlen und Besorgnis. Indikatoren hierfür sind z. B. das Einlegen von Pausen oder das zeitliche Verschieben von Aufgaben. Gerade bei Langstreckenflügen werden geplante Pausen dringend empfohlen, um einem Nachlassen der Vigilanz infolge von Übermüdung entgegenzuwirken und so in kritischen Phasen erhöhter Beanspruchung adäquat handeln zu können, wie z. B. beim Sink- und Landeanflug (vgl. Beech, 1991, siehe Abschnitt 1.4.4.1).

- (4) Die **externale Regulation** beinhaltet motorische und verbale Handlungen zur Veränderung der Umwelt bzw. zur Bewältigung der Anforderungen. Als Indikatoren können hier z. B. die Qualität bzw. Quantität der Arbeitsleistung oder Aufgabenlösungsaktivitäten angeführt werden. Ein Gradmesser hierfür sind z. B. die in Abschnitt 1.4.4 beschriebenen Möglichkeiten zur Aufrechterhaltung der Vigilanz, welche sich z. B. Reaktionszeitproben bedienen.

Die Koordination bzw. Integration dieser vier vorstehend beschriebenen Regulationsvorgänge erfolgt über das sogenannte Ausführungs-Kontroll-System mit begrenzter Verarbeitungskapazität, welches auf Interpretationsregeln basiert, die aus Lernprozessen entwickelt wurden. Es weist demnach Parallelen zum von Sanders (1983) postulierten Effort-System im kognitiv-energetischen Leistungsmodell auf.

Im Allgemeinen haftet dem Begriff „Beanspruchung“ eine negative Bedeutung an, was allerdings unzutreffend ist. Wieland und Baggen (1999, S. 2) betonen, „*dass die Inanspruchnahme psychophysiologischer Leistungsfunktionen (Beanspruchung) bei der Bewältigung von Arbeitsaufgaben stets in einer Doppelrolle erscheint*“ (sog. *Beanspruchungsoptimalität*). Es gibt sowohl negative als auch positive Wirkungen der Beanspruchung. Zum einen kann sich Beanspruchung in Form innerer Angespanntheit, psychischer Ermüdung und Stresszuständen bis hin zu psychosomatischen Beschwerden äußern (Kostenaspekt); zum anderen ermöglicht Beanspruchung jedoch auch den Erwerb und Erhalt von Fähigkeiten und Fertigkeiten sowie die Aufrechterhaltung und Steigerung der Arbeitsmotivation und des Wohlbefindens. Gerade der Nutzenaspekt der Beanspruchung ist durch vollautomatisierte Systeme in den Hintergrund gedrängt worden, weil aufgrund bloßer Überwachungstätigkeiten erworbene Fertigkeiten häufig nicht zur Anwendung kommen und dadurch verkümmern können, ein fataler Umstand, wenn z. B. das Bordsystem im Flugzeug-Cockpit unvorhergesehenermaßen ausfällt. In solchen Situationen kommen dann die negativen Wirkungen der Beanspruchung zum Tragen im Sinne von plötzlich einsetzender Überforderung infolge des Erfordernisses, innerhalb kürzester Zeit die richtigen Entscheidungen zu treffen und diese auszuführen. Nach Wieland und Baggen (1999, S. 2) gilt es demnach, diejenigen Belastungsfaktoren zu minimieren, „*die zu negativen und dysfunktionalen Beanspruchungszuständen bei den Betroffenen führen*“. Das sind im Falle der Systemüberwachung die Extreme der Unterforderung infolge längerandauernder Überwachungstätigkeiten mit nachlassender

Vigilanz und der Überforderung in Notfallsituationen, die manuelles Eingreifen erfordern.

Basierend auf den vorstehend beschriebenen Modellen zur psychischen Beanspruchung interessiert die Frage, anhand welcher Methoden diese operationalisiert werden kann. Darauf geht der folgende Abschnitt näher ein.

1.5.3 Messung psychischer Beanspruchung

Mentale Beanspruchung ist ein komplexes Phänomen. Es sollte immer mit kombinierten Maßen erfasst werden, um ein vollständiges Beanspruchungsprofil erstellen zu können. Es gibt verschiedene Techniken der Dokumentation, die sich hinsichtlich ihrer Objektivität, Sensitivität, Diagnostizität und Praktikabilität unterscheiden. Diese Techniken können nach Hart und Wickens (1990) in vier Kategorien aufgeteilt werden: Ratingskalen, Aufgabenleistung bei einer Primäraufgabe bzw. Sekundäraufgabe und physiologische Maße.

1.5.3.1 Ratingskalen

Ratingskalen erfassen auf subjektiver Ebene die vom Bediener erlebte Beanspruchung. Hierbei unterscheidet man eindimensionale, hierarchische und mehrdimensionale Messverfahren:

- (1) **Eindimensionale Skalen** haben den Vorteil, dass sie leicht und schnell zu bearbeiten sind, was z. B. bei Zwischenmessungen günstig ist. Allerdings besteht auch das Problem einer hohen Interrater-Variabilität in den angekreuzten Aussagen. Beispiele sind die *Pilot Objective/Subjective Workload Assessment Technique (POSWAT)*, wobei die Beanspruchungsratings der Piloten während des Fluges über zehn beschriftete Knöpfe eingegeben werden können (Mallery & Maresh, 1987). Darüber hinaus sind die Anstrengungsskala nach Zijlstra und van Doorn (1984; dt. Eilers, Nachreiner & Hänecke, 1986) oder die Skala zur Allgemeinen Zentralen Aktiviertheit (AZA-Skala; Bartenwerfer, 1969) zu nennen.
- (2) Bei **hierarchischen Skalen** treffen die Rater je Item aus beispielsweise zwei oder drei dargebotenen Alternativen Entscheidungen, die sie zum entsprechenden nächsten Item führen. Ein Beispiel hierfür ist die „Cooper-Harper Handling Qualities Rating Scale (CHQR)“ (Cooper & Harper, 1969). Diese Vorgehensweise hat

den Vorteil, dass der Evaluationsprozess in eine Reihe von expliziten Entscheidungen aufgeteilt wird. Jedoch mangelt es an diagnostischer Information.

- (3) **Mehrdimensionale Messverfahren** bestehen aus mehreren Skalen, die wiederum in Subskalen unterteilt sein können. Um den Gesamtwert einer Skala zu erhalten, werden die zur Skala gehörigen Ratings der Subskalen mit ihren Werten gewichtet oder auch ungewichtet gemittelt. Ein Beispiel hierfür ist die NASA-TLX-Skala (dt. nach Pfendler, 1991), welche die Subskalen „Mentale Anforderung“, „Physische Anforderung“, „Zeitliche Anforderung“, „Eigene Leistung“, „Anstrengung“ und „Frustration“ umfasst, wobei auf jeder Skala Punktwerte in 5er-Schritten von 0 bis 100 abgetragen sind. Diagnostische Informationen werden durch Variationen in den Subskalen-Ratings erreicht sowie durch die Gewichte der jeweiligen Faktoren.

Ein weiteres mehrdimensionales Verfahren ist die Ratingskala zum subjektiven Beanspruchungserleben von Hemmann, Merboth und Richter (2001). Dieser Fragebogen enthält in der Langversion 20 Items, die verschiedene Zustände der Beanspruchung widerspiegeln (siehe Anhang S. A 4). Erfasst wird das momentane Befinden („Fühlen Sie sich im Moment...[Item]“), wobei jedes Item auf einer sechsstufigen Likert-Skala mit den Ankerpunkten „1 = überhaupt nicht“ bis „6 = sehr“ beantwortet wird. 17 Items lassen sich gemäß dem Handbuch zu fünf Faktoren zusammenfassen, die verschiedene Aspekte der Beanspruchung hervorheben (Ermüdung, positive Affektivität, Stress, negative Affektivität, Monotonie). Der Vorteil dieses Verfahrens gegenüber anderen mehrdimensionalen Beanspruchungsmessmethoden liegt vor allem darin, dass der Fragebogen mehrfach intermittierend für Zwischenmessungen vorgelegt werden kann, da er schnell ausgefüllt ist und somit nicht wesentlich in den Arbeitsprozess eingreift.

Mehrdimensionale Rating-Skalen weisen i. d. R. eine niedrigere Interrater-Variabilität auf im Vergleich zu anderen Rating-Skalen. Darüber hinaus zeigen sich meist signifikante Korrelationen mit anderen Beanspruchungs- und Leistungsparametern. Des Weiteren ist die Diskriminationsfähigkeit sowohl kleiner als auch großer Beanspruchungsunterschiede über die Bandbreite der Beanspruchung ersichtlich. Allerdings sind mehrdimensionale Ratingverfahren – je nach Verfahren – von der Bearbeitungszeit her auch aufwändiger (siehe Hart & Wickens, 1990).

Insgesamt betrachtet zeichnen sich Ratingskalen durch eine leichte Anwendung, Auswertung und allgemein hohe Akzeptanz bei den Befragten sowie eine hohe Augenscheinvalidität aus. Ein Nachteil besteht allerdings darin, dass die Ratings meist auf Erinnerungen basieren, also insensitiv gegenüber momentanen Beanspruchungsänderungen sind. Zudem besteht das Problem eines Antwortbias, z. B. aufgrund sozialer Erwünschtheit.

1.5.3.2 *Haupt-(Primär-)Aufgaben*

Primäraufgaben können nach

- Genauigkeit (Anzahl richtiger Antworten, Kontrollfehlerzahl wird mit einem Richtwert verglichen)
- Lösungsgeschwindigkeit (Reaktionszeit) und
- Anzahl richtiger Antworten innerhalb einer bestimmten Zeitspanne

unterschieden werden. Man nimmt hierbei an, dass eine Verschlechterung der o. g. Maße als Indikator erhöhter Beanspruchung aufzufassen ist. Tatsächlich sind die Zusammenhänge aber viel komplexer:

- Bei *leichten* Aufgaben wird die Leistung über verschiedene Schwierigkeitsstufen konstant gehalten, obwohl die Beanspruchung steigt.
- Bei *mittelschweren* Aufgaben verschlechtert sich die Leistung linear mit zunehmendem Beanspruchungsgrad.
- Bei *schweren* Aufgaben kann es passieren, dass diese ignoriert werden bei gleichbleibendem Anstrengungsniveau, was eine Leistungsver schlechterung bei unveränderter Beanspruchung nach sich zieht.
- Des Weiteren muss die Frage gestellt werden, inwieweit die vorhandenen Ressourcen von den Aufgaben gleichzeitig in Anspruch genommen werden (vgl. Wickens Theorie der multiplen Ressourcen in Abschnitt 1.5.2).

Bereits Hancock und Warm (1989) differenzierten verschiedene Beanspruchungsauswirkungen in Verbindung mit Leistung (vgl. Abschnitt 1.5.1).

1.5.3.3 *Sekundäraufgaben*

In Abschnitt 1.4.4.1 wurde die Verwendung von Sekundäraufgaben bereits als eine Möglichkeit genannt, die Aufmerksamkeit bzw. Vigilanz eines Bedieners aufrechtzuerhalten. Darüber hinaus können diese Aufgaben auch dazu verwendet werden, auf

indirektem Wege Aussagen über die mentale Beanspruchung zu treffen. Gängige Methoden sind z. B. Reaktionszeitproben bei Stimulusdarbietungen, Überwachungsaufgaben (vgl. Fluglotsen-Simulationsaufgaben, die von der Forschergruppe um Thackray durchgeführt wurden, z. B. Thackray & Touchstone, 1980), Zeitschätzungen und Rechen- bzw. Gedächtnisaufgaben. Bei der Anwendung solcher Sekundäraufgaben stößt man allerdings – wie schon oben erwähnt – häufig auf die Ablehnung durch den Bediener. Wenn diese Aufgaben jedoch in den Arbeitsablauf als natürlicher Bestandteil der Gesamtaufgabe integriert werden, liegt die Akzeptanz höher und die Bediener sind eher bemüht, diese Zusatzaufgaben auch zu erfüllen.

1.5.3.4 Physiologische Messungen

Hierbei kann durch die Aufzeichnung zentralnervöser und autonomer Maße der Grad der mentalen Beanspruchung sowohl punktuell als auch im Zeitverlauf der Aufgabebearbeitung erfasst und ausgewertet werden. Auf die Frage, welche Maße dabei in Betracht gezogen werden können und wie ihre Eignung zu beurteilen ist, wird im Folgenden eingegangen.

1.6 Psychophysiologische Parameter als Vigilanz- und Beanspruchungsindikatoren

1.6.1 Grundsätzliches zum Einsatz psychophysiologischer Maße

Die Verwendung physiologischer Daten hat gegenüber psychologischen Skalen oder Fragebögen den entscheidenden Vorteil, dass der Datenstrom kontinuierlich in Echtzeit und rückwirkungsfrei aufgezeichnet werden und zudem durch Probanden nicht verfälscht werden kann (z. B. im Sinne sozialer Erwünschtheit). Allerdings war es früher, gerade bei Felduntersuchungen, ein schwieriges Unterfangen, psychophysiologische Aufzeichnungen zu gewinnen, z. B. aufgrund von Bewegungsartefakten oder störender elektromagnetischer Einstreuungen, wodurch Datensätze z. T. unbrauchbar wurden. Noch vor einigen Jahren war die Aufnahme- und Kanalkapazität zur Verfügung stehender Geräte nur eingeschränkt gegeben (Boucsein & Backs, 2000). Hinzukommt, dass die Anzahl abhängiger Variablen im Feld begrenzt ist. Bevor man also Felduntersuchungen durchführt, sollten zunächst im kleineren Rahmen Labor-

experimente angesetzt werden (*Konzept aufeinanderbezogener Labor- und Felduntersuchungen*; Boucsein, 1991).

Nach Ansicht von Byrne und Parasuraman (1996) sollten neben psychophysiologischen Erhebungen auch stets Leistungsmaße erfasst werden. Dies entspricht dem Grundsatz der Mehrebenen-Analyse, d. h., die Einbindung von psychophysiologischen Parametern, Verhaltensdaten und subjektiven Beurteilungen (sog. *psychophysiologischer Methodentrias*; Boucsein, 1991). Allerdings stehen bei der Überwachung eines vollautomatisierten Systems keine offenkundigen Leistungs- bzw. Verhaltensmaße des Bedieners zur Verfügung, die erfasst werden könnten, um den Grad der mentalen Beanspruchung zu beurteilen (Loewenthal, Chignell & Hancock, 1985; Scerbo et al., 2001). Man könnte zwar, wie schon in Abschnitt 1.5.3.3 erwähnt, Sekundäraufgaben einstreuen und die Reaktionen darauf als Leistungsparameter verwenden. Dies würde aber dazu führen, dass in den Arbeitsablauf eingegriffen und damit die Beanspruchung des Systembedieners unnötig erhöht würde mit der Folge von Motivationseinbußen (Boucsein, 2006; Inagaki, 2003a; Loewenthal et al., 1985). Letzten Endes sollte ein Messverfahren immer so beschaffen sein, dass es nicht die Leistung des Bedieners beeinträchtigt (Scerbo et al., 2001).

Hinsichtlich der mentalen Beanspruchungsmessungen müssen jedoch nach Eggemeier, Wilson, Kramer und Damos (1991) die Sensitivität, Diagnostizität und Intrusivität eines Messverfahrens berücksichtigt werden:

- Unter *Sensitivität* versteht man die Fähigkeit eines Messverfahrens, die Belastung durch eine Aufgabe von der Belastung durch eine andere Aufgabe zu differenzieren.
- *Diagnostizität* beschreibt die Fähigkeit eines Messverfahrens, zwischen verschiedenen Arten von Belastung zu differenzieren (z. B. visuelle versus kognitive Belastung).
- Unter *Intrusivität* versteht man den Grad, mit welchem die auszuführende Hauptaufgabe eines Systembedieners durch ein Messverfahren beeinflusst bzw. beeinträchtigt wird.

Da Messverfahren hinsichtlich dieser drei Aspekte variieren, sollte immer eine Kombination analytischer bzw. empirischer Techniken bei Beanspruchungsmessungen

angewandt werden. Ein Beispiel hierfür sind klinische Studien, die medizinische Probleme ebenfalls auf mehreren Messebenen angehen, um z.B. Dysfunktionen des autonomen Nervensystems aufzudecken (Satchell, 1993).

In den folgenden Ausführungen werden zentralnervöse und peripherphysiologische Maße der Vigilanz und Beanspruchung schwerpunktmäßig im Kontext der Luftfahrt beleuchtet.

1.6.2 Zentralnervöse Indikatoren und Befunde

1.6.2.1 Hirnanatomische Befunde

Die Aufrechterhaltung der Aufmerksamkeit über einen längeren Zeitraum im Sinne der Vigilanz wird hauptsächlich von der rechten Hirnhemisphäre dominiert, wie Vergleiche von Gesunden und Patienten mit rechtshirnigen Läsionen zeigen konnten. Vergleicht man links- mit rechtshemisphärischen Läsionen (z. B. infolge eines Schlaganfalls), wirken sich Schädigungen der rechtsparietalen Region bei weitem gravierender auf die Aufmerksamkeitsleistung aus. Einen Erklärungsansatz bietet die *hemisphärische Asymmetrie-Hypothese* von Heilman und Van Den Abell (1980). Diesem Ansatz zufolge haben beide Hemisphären Aufmerksamkeitssysteme, die die Aufmerksamkeit in den kontralateralen Bereich lenken. Jedoch ist bei der rechten Hemisphäre nicht nur eine kontralaterale, sondern auch eine ipsilaterale Aufmerksamkeitslenkung vorhanden. Daraus kann gefolgert werden, dass bei linkshemisphärischen Schädigungen eine rechtshirnige ipsilaterale Übernahme von Aufmerksamkeitsprozessen möglich ist; umgekehrt ist die linke Hemisphäre bei rechtshirnigen Läsionen nicht imstande, die Aufmerksamkeit ipsilateral aufrechtzuerhalten (sog. kontralateraler Neglect; siehe Heilman, 1998). Eine wichtige Rolle spielt hierbei das noradrenerge System, das mit Bahnen aus dem Locus coeruleus vor allem auf posterior gelegene aufmerksamkeitsbezogene Areale der rechten Hemisphäre Einfluss nimmt, was wiederum durch Läsionsstudien gestützt wird (siehe hierzu die Übersicht von Posner & Petersen, 1990, sowie Heilman, 1998). Untersuchungen zu Aktivierungsänderungen anhand der elektrodermalen Aktivität zeigten bei Patienten mit rechtshemisphärischen Läsionen herabgesetzte Reaktionen verglichen mit linkshirnig geschädigten Patienten und gesunden Kontrollpersonen (Heilman, Schwartz & Watson, 1978; Schrandt, Tranel & Damasio, 1989). Einer Untersuchung von Paus, Zatorre, Hofle, Caramanos, Gotman, Petrides und Evans (1997) zufolge konnte anhand spektralanalytischer und zerebraler

Durchblutungsuntersuchungen gezeigt werden, dass die rechte Hemisphäre bei einer auditorischen Vigilanzaufgabe vor allem im Frontal- und Parietalbereich eine erhöhte Aktivität aufwies.

1.6.2.2 Spontanaktivität des EEG – Frequenzbereiche und Powerspektralanalyse

Das Spontan-EEG stellt die ununterbrochen an der Schädeloberfläche registrierbaren Spannungsschwankungen dar, die sich hinsichtlich Frequenz, Amplitude und Wellenform unterscheiden lassen und auf unterschiedliche Aktivierungszustände hinweisen. Diesbezüglich hat sich folgende Frequenzbandeinteilung mit den dazugehörigen Charakteristika durchgesetzt, die auf Berger (1929) zurückgeht (siehe auch Schandry, 1998; Zschocke, 2002):

Tab. 1.1: Frequenzbänder des Spontan-EEGs und dazugehörige Charakteristika

Band	Bereich (Hz)	Amplitude (μV)	Region	Charakteristika
Delta	0,5 - 4	20 - 200	variabel	Tiefschlaf, Koma
Theta	5 - 7	5 - 100	frontal, temporal	<ul style="list-style-type: none"> - dösender Wachzustand bzw. leichter Schlaf - veränderte Bewusstseinslage infolge von Meditation - bei Traurigkeit und Niedergeschlagenheit - in Phasen von Vigilanzminderung - <i>frontozentral:</i> bei extrem hoher Konzentration bzw. mentaler Beanspruchung (siehe auch Kramer, 1991; Manzey, 1998; Wilson & Eggemeier, 1991)
Alpha	8 - 13	2 - 50	<ul style="list-style-type: none"> - okzipital, parietal, temporookzipital (bei sensorischen, vornehmlich visuell geprägten Hirnfunktionen; Zschocke, 2002) - rechtshemisphärisch stärker ausgeprägt (Zschocke, 2002) 	<ul style="list-style-type: none"> - entspannter Wachzustand - sog. Alpha-Blockade (Desynchronisation) beim Augenöffnen oder bei der Orientierungsreaktion (Sokolov, 1963) - Abbruch der Alpha-Aktivität schon bei geringer Vigilanzminderung bzw. mangelnder Entspannung (Zschocke, 2002) - Rückgang bei zunehmender Aufgabenschwierigkeit (Gale, 1987)
Beta	14 - 32	2 - 10	präzentral, frontal	<ul style="list-style-type: none"> - psychische Belastung, angespannte Aufmerksamkeit - vorübergehende Verstärkung der Beta-Aktivität bei Vigilanzabnahme (subvigile Beta-Aktivität; Zschocke, 2002)
Gamma	30 - 50	2 - 10	präzentral, frontal	Wachzustand, Schlafdeprivation

Aus der in Tab. 1.1 dargestellten Übersicht lassen sich im Wesentlichen folgende Erkenntnisse ableiten: Je niedriger die Frequenz der EEG-Wellen, desto geringer ist die Aktiviertheit einer Person bzw. je ruhiger die Bewusstseinslage, desto synchronisierter

(also regelmäßiger) ist das EEG (Schandry, 1998). Daraus folgt die Frage: Wie lassen sich die oben beschriebenen Frequenzbänder überhaupt aus dem Spontan-EEG extrahieren? Hierzu bedient man sich sog. Frequenzanalyseverfahren, wobei die Fourier-Analyse das bekannteste Verfahren ist. Die Fast-Fourier-Transformation (FFT) basiert auf dem Prinzip, dass sich komplexe Kurven in eine mathematische Reihe von einfachen Sinus- und Cosinusfunktionen darstellen lassen. Wenn nun die Amplitude für eine dieser Funktionen besonders herausragt, so zeigt dies, dass der dazugehörige Frequenzwert eine dominante Frequenz in dem zu analysierenden EEG-Intervall ist. Auf diese Weise erhält man eine quantitative Aussage über den Beitrag eines jeden Frequenzwertes zum Frequenzspektrum des betrachteten Intervalls, woraus sich die Bezeichnung „Spektralanalyse“ ableitet. Wenn man nun die Amplitudenwerte der Sinus- und Cosinusfunktion, die zu einem bestimmten Frequenzwert gehören, quadriert, addiert und anschließend die Summe auf der Ordinate eines Koordinatensystems abträgt (mit den Frequenzwerten auf der Abszisse in Hz), erhält man das sog. Leistungs- oder Powerspektrum. Es zeigt an, wie sich die elektrische Leistung des Gehirns (Power in μV^2) im untersuchten Zeitintervall auf die verschiedenen Frequenzen verteilt. Ein besonders herausstechender Peak in dieser Darstellung weist dann auf die dominante Frequenz für den analysierten Zeitabschnitt hin (Schandry, 1998). Für die Frequenzanalyse sollten die Intervalle eine Mindestlänge von 1 s haben. Am häufigsten verwendet man eine Epochenlänge von 2 oder 4 s (= 0,5 bzw. 0,25 Hz) (Zschocke, 2002). Für die vorstehend beschriebene Verfahrensweise stehen heute Softwarelösungen zur Verfügung, mit denen das Roh-EEG entsprechend gefiltert, von Artefakten befreit und anhand von mathematischen Algorithmen frequenzanalytisch bearbeitet werden kann (z.B. das Softwarepaket „Vision Analyzer“ von Brainvision). Abb. 1.5 zeigt die Frequenzbandanteile aus einer Fourier-Analyse, wobei sich der Proband im entspannten Ruhezustand befindet und daher im parietokzipitalen Bereich (am Beispiel der Elektrode POz) eine sehr hohe Alpha-Power mit einem Maximum von ca. 11 Hz aufweist mit deutlich unterdrückter Aktivität in den übrigen Frequenzbändern.

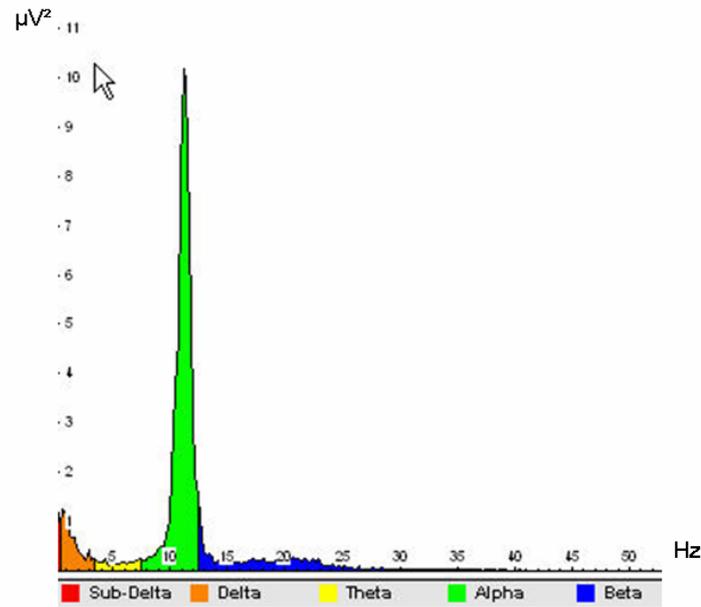


Abb. 1.5: Darstellung der Frequenzbandanteile aus einer FFT-Analyse (eigene EEG-Daten)

Die EEG-Power kann sowohl in Relativ- als auch Absolutwerten ausgedrückt werden, wobei bei der Wahl von Absolutwerten auch Einflüsse wie Kopfhautwiderstand, Dicke des Schädelknochens und unterschiedliche Leiteigenschaften von Hirnhaut, Schädel und Kopfhaut einfließen können. In der Literatur werden trotzdem beide Möglichkeiten verwendet (Abarbanel, 1999). Bedenken hinsichtlich der Verwendung von Absolutwerten ist entgegenzuhalten, dass bei sorgfältiger Vorbereitung der EEG-Ableitung ein wesentlicher Störfaktor – der Übergangswiderstand – minimiert werden kann, wobei als Kriterium ein Wert $< 5 \text{ k}\Omega$ gilt.

Einige Studien sind auch auf mögliche Geschlechtsunterschiede im Spontan-EEG eingegangen. Beispielsweise konnten Trotman und Hammond (1979) mit Hilfe verbal-numerischer und räumlich-visueller Aufgaben zeigen, dass Männer aufgabenbezogene Unterschiede in der Verteilung der Alpha-Power aufwiesen (geringere linkshemisphärische Alpha-Power im verbal-numerischen sowie eine geringere rechtshemisphärische Alpha-Aktivität im räumlich-visuellen Bereich), was auf eine striktere Lateralisierung der Hirnfunktionen bei Männern im Vergleich zu Frauen hinweist. Später wiesen Corsi-Cabrera, Ramos, Guevara, Arce und Gutiérrez (1993) anhand der Bearbeitung von analytischen und räumlichen Aufgaben nach, dass Männer eine signifikant höhere Beta-Aktivität vor allem linksparietal aufwiesen, wohingegen Frauen eine größere Alpha-Power zeigten. Im Theta-Band wiesen Männer eine Powerzunahme von Baselinewerten

hin zu Aufgabenlösungsaktivitäten auf, während bei den Frauen eine Abnahme vor allem bei analytischen Aufgaben zu verzeichnen war. Zudem war die interparietale Korrelation (Elektroden P3 und P4) für alle Frequenzbänder bei Frauen signifikant höher, was auf eine größere Kohärenz schließen lässt.

In der Luftfahrt ist die Analyse des Spontan-EEG nur in wenigen Studien näher untersucht worden (zusammenfassend: Kramer, 1991, sowie Wilson & Eggemeier, 1991). Gründe hierfür liegen zum einen in der hohen Artefaktanfälligkeit hinsichtlich Bewegungen und elektromagnetischen Einstreuungen, was den Einsatz unter realen Bedingungen erheblich erschwert, zum anderen besteht im Allgemeinen nur eine geringe Akzeptanz seitens der Betroffenen aufgrund der Befestigung von Elektroden an Kopf und Augen (siehe auch Wright & McGown, 2001). Darüber hinaus wurde meistens nur mit einer geringen Elektrodenzahl gearbeitet, was differenzierte Aussagen stark einschränkt. In einer Untersuchung von Wilson und Hankins (1994) wurde während der Durchführung verschiedener Flugmanöver unterschiedlichen Beanspruchungsgrades unter instrumentellen und visuellen Flugregeln (IFR bzw. VFR) das Spontan-EEG an einer einzigen Lokalisation parietal links an P3 abgeleitet. Als Ergebnis zeigte sich, dass sowohl das Alpha- als auch das Beta-Band während der Flugmanöver im Vergleich zu Messungen am Boden eine geringere Power aufwiesen. Dies konnte auch durch Dussault, Jouanin und Guezenec (2004) repliziert werden. Das Theta-Band erwies sich bei der Differenzierung unterschiedlicher mentaler Beanspruchungsgrade als sensitiver, wobei eine Powerzunahme vor allem während Flugsegmenten mit erhöhter mentaler Beanspruchung zu verzeichnen war. In einer Folgestudie konnten Hankins und Wilson (1998) ebenfalls zeigen, dass die Theta-Power während Flugsegmenten, die Rechenoperationen erforderten, vor allem an den Parietalelektroden P3 und P4 am höchsten war. Die übrigen Elektroden Fz und Cz zeigten kaum Effekte. Auch Dussault et al. (2004) beobachteten eine Zunahme der Theta-Aktivität während der aktiven Segmente einer realen Flugaufgabe. Schacter (1977) kommt in seiner Übersichtsarbeit zur Beziehung zwischen Theta-Aktivität und psychologischen Phänomenen zu dem Schluss, dass die diffus verteilte Theta-Aktivität während sog. hypnagogischer Zeitintervalle ein Indikator für ein herabgesetztes Prä-Stimulus-Niveau der Aufmerksamkeit ist, was durch ein reduziertes Reaktionsvermögen auf Umweltinformationen gekennzeichnet ist (z. B. bei Schlafdeprivation). Frontal betonte Theta-Aktivität hingegen ist mit erhöhter mentaler und gedächtnisbezogener Beanspruchung

sowie gesteigerter Aufmerksamkeit assoziiert. Auch Kramer (1991) hebt hervor, dass eine vermehrte tonische Theta-Aktivität während langer Vigilanzintervalle mit Schläfrigkeit und verminderter Aufmerksamkeit einhergeht.

In ihrer Überblicksarbeit verweisen Wilson und Eggemeier (1991) auf mehrere Studien sowohl unter realen als auch simulierten Flugbedingungen. Im Wesentlichen kristallisiert sich heraus, dass in Multitasking-Umgebungen vor allem Alpha- und Theta-Bänder auf Variationen der mentalen Beanspruchung in Verbindung mit der Aufgabenleistung reagieren. Insbesondere in Phasen geringer mentaler Beanspruchung und nachlassender Vigilanz während längerdauernder Aufgaben hat sich die Betrachtung der Frequenzbänder aus dem Spontan-EEG als aufschlussreich erwiesen, wobei die Power in den Alpha- und Theta-Bändern zu- und im Beta-Bereich abnahm, was in manchen Untersuchungen mit einer Verringerung der Herzrate und Zunahme der Herzratenvariabilität einherging (siehe hierzu Studienüberblick von Wilson & Eggemeier, 1991). Bei einer differenzierten Betrachtung der Frequenzbänder über mehrere Studien stellt Manzey (1998) fest, dass sich für das Alpha-Band als Beanspruchungsindikator eine inkonsistente Befundlage zeigt. Ein Grund liegt unter anderem in der Inhomogenität des Alpha-Bereichs von üblicherweise 8 bis 13 Hz. Aufgrund von Faktorenanalysen lässt sich das Alpha-Band in zwei Bereiche unterteilen: ein langsames Band im Bereich von 8 bis 10 Hz und ein schnelleres Band von 11 bis 13 Hz, wobei Veränderungen im schnelleren Band mit aufgabenspezifischen kognitiven Prozessen zusammenhängen. Desynchronisationen im langsameren Band sollen dagegen einen eher unspezifischen Indikator für die Aktivität darstellen. Nach Klimesch (1999) ist eine tonische Zunahme im langsameren Alpha-Band mit vermehrten Bemühungen des Betreffenden assoziiert, seine Aufmerksamkeit aufrechtzuerhalten. Serman und Mann (1995) konnten nach Durchsicht von Studien sowohl aus dem realen als auch simulierten Flugbereich feststellen, dass die Alpha-Aktivität im 8 bis 12-Hz-Bereich bei hoher mentaler Beanspruchung deutlich unterdrückt und bei geringer Beanspruchung durch Flugmanöver am höchsten war, was durch eine reale Fluguntersuchung von Wilson (2002) ebenfalls gestützt werden konnte. Hierbei zeigte eine Analyse der Alpha-Bandpower Reduktionen im Parietalbereich, insbesondere während IFR-Segmenten. Ausgedehnte Reduzierungen der Alpha-Aktivität fanden sich unter anderem während Landemanövern, riskanten „touch and go“-Manövern sowie verfehlten IFR-Anflugmanövern. Dies betraf vor allem den rechtsparietalen Bereich

(Powerabfall an den Elektroden P4, P8 and PO4). Ebenso zeigte sich bei Dussault et al. (2004) eine Alpha-Powerreduktion während aktiver Flugsegmente. Hierbei bezog sich diese Sensitivität des Alpha-Bandes für Variationen der mentalen Beanspruchung nur auf reale Flugbedingungen. In einer Folgestudie unter simulierten Flugbedingungen erwies sich das Alpha-Band als insensitiv gegenüber unterschiedlichen Pilotenaktivitäten (Dussault, Jouanin, Philippe & Guezenec, 2005).

Für das Theta-Band hat sich Manzey (1998) zufolge eine deutlich konsistentere Befundlage vor allem für den frontozentralen Bereich gezeigt. Mit steigenden perzeptiven und motorischen Anforderungen (z. B. bei Trackingaufgaben) konnte in Studien eine Powerzunahme festgestellt werden. Darüber hinaus wurde über bessere Vigilanzleistungen in Phasen erhöhter frontaler Theta-Aktivität berichtet. Diese Befunde deuten auf einen Zusammenhang der frontalen Theta-Aktivität mit der Fokussierung der Aufmerksamkeit auf eine relevante Aufgabe hin (siehe auch Scerbo et al., 2001). Kürzlich veröffentlichte Studien aus der Luftfahrt berichten von einer Zunahme der Theta-Aktivität während Flugphasen, die mit hoher mentaler Beanspruchung einhergehen, was sowohl bei simulierten als auch realen Flügen zu beobachten war (Dussault et al., 2004; Dussault et al., 2005). Darüber hinaus konnte die Simulatorstudie von Dussault et al. (2005) anhand der EEG-Frequenzbänder signifikante Unterschiede zwischen erfahrenen und unerfahrenen Piloten aufzeigen, wobei unerfahrene Piloten eine höhere mentale Beanspruchung aufwiesen, was sich in einer Reduzierung der Powerwerte im Delta-, Beta- und Gamma-Band zeigte, unabhängig von etwaigen Alterseinflüssen.

Hinsichtlich der Aktivität im Gamma-, Beta- und Delta-Band liegen ansonsten kaum Befunde vor. In ihrer Übersichtsarbeit stellen Scerbo et al. (2001) im Wesentlichen heraus, dass die Beta-Aktivität offenbar mit verschiedenen kognitiven Aspekten und weniger mit dem Grad mentaler Beanspruchung in Verbindung steht. Beispielsweise konnten Brookings, Wilson und Swain (1996) zeigen, dass eine erhöhte Beta-Power bei Komplexitäts-Manipulationen einer Fluglotsen-Simulationsaufgabe vor allem frontozentral auftrat, was mit erhöhten Informationsverarbeitungserfordernissen in Verbindung gebracht wurde. Wilson (2002) beobachtete eine deutliche Reduktion der Beta-Power in Flugsegmenten mit hoher mentaler Beanspruchung (Take off, Fliegen riskanter „touch and go“-Manöver, Landeanflug). Die Delta-Aktivität steht – ähnlich

wie das Theta-Band – in einer inversen Beziehung zur mentalen Beanspruchung, allerdings tritt bei Ableitungen eine erhebliche Überlagerung durch Augenartefakte auf, so dass das Delta-Band eine zweifelhafte Diagnostizität für mentale Beanspruchung besitzt (vgl. Offenloch & Zahner, 1990; Scerbo et al., 2001).

1.6.2.3 Ereigniskorrelierte Potenziale (*event related potentials*)

Neben der grundsätzlich vorhandenen Spontan-Aktivität können auch auf bestimmte internale oder externale Ereignisse hin Veränderungen in der hirnelektrischen Aktivität auftreten. Im Spontan-EEG ist das die bereits in Tab. 1.1 erwähnte Alpha-Blockade, die z. B. auf neuartige Reize hin im Sinne einer Orientierungsreaktion auftritt. Diese stellt jedoch nur eine Veränderung im Rhythmus der Spontan-Aktivität dar. Ein ereigniskorreliertes Potenzial (EKP) ist dagegen eine eigenständige, ereignisbezogene hirnelektrische Erscheinung in Gestalt einer komplexen Wellenform, die im Spontan-EEG nicht sichtbar ist und erst über Mittelungsprozesse (sog. *averaging*) gewonnen werden kann (Schandry, 1998). Für dieses *averaging* ist die mehrfache Darbietung gleichartiger Stimuli erforderlich, um eine ausreichende Anzahl von Segmenten für die Mittelungsprozedur zu gewinnen. Damit wird erreicht, dass das zufällige Hintergrundrauschen im Mittel gegen Null strebt und nur noch das reizbezogene Signal sichtbar ist. Ist die Reaktion kleinamplitudig, z. B. 1 μV , und das Spontan-EEG hochamplitudig, z. B. 50 μV , werden 2500 Segmente zur Mittelung benötigt, um das Hintergrundrauschen auf 1 μV zu drücken ($\sqrt{2500}=50$), was aber für eine sichere Aufdeckung des zu ermittelnden Potenzials nicht ausreicht; d. h., es müssten noch weitere Segmente hinzugenommen werden, um das fragliche Potenzial zweifelsfrei zu identifizieren (siehe Cooper, Osselton & Shaw, 1984, S. 178).

Im Wesentlichen unterscheidet man frühe und späte EKP-Komponenten. Frühe Komponenten gehen mit der Verarbeitung physikalischer Reizeigenschaften einher und werden daher auch exogene Komponenten genannt (deutlich unter 200 ms Latenz), wohingegen späte Komponenten eher durch interne (endogene) Prozesse geprägt sind (Latenz > 200 msec) wie Überraschung, Sicherheit über das Auftreten eines Reizes und Entscheidungsvorgänge im Zusammenhang mit dem Reiz (Schandry, 1998). Bei evozierten Potenzialen sind drei Aspekte charakteristisch: die Potenzialrichtung (Positivierung oder P bzw. Negativierung oder N), die Latenz (in ms) und die Amplitude (in μV). Die Latenz gibt an, nach wieviel ms eine Reaktion auf einen

gleichartigen Stimulus erfolgt, und die Amplitude ist ein Gradmesser für die Reaktionsstärke. In Verbindung mit Vigilanz und mentaler Beanspruchung sind als relevante Komponenten die N100 und die P300 zu nennen. Die N100 wird in Verbindung mit aufmerksamkeitsbezogenen Ressourcen und frühen Informationsverarbeitungsprozessen gesehen („*data driven processes*“ – Prinzel, Parasuraman, Freeman, Scerbo, Mikulka & Pope, 2003). Die P300 bezieht sich im Vergleich dazu auf zentrale Ebenen der Informationsverarbeitung („*memory driven processes*“ – Prinzel et al., 2003), z. B. bei unvorhergesehen auftretenden Reizen (Oddball-Paradigma). Hierbei steht die P300 mit einer Kontextaktualisierung des mentalen Modells der Umwelt in Verbindung (*context updating*; Donchin & Coles, 1988), wobei Abweichungen von einem erwarteten sensorischen Input erfasst werden, die bei Überschreiten eines vordefinierten Kriteriums und in Abhängigkeit vom Überraschungswert bzw. der Aufgabenrelevanz zur Modellaktualisierung führen (vgl. neuronales Modell nach Sokolov, 1963, 1975; ausführliche Darstellung hierzu siehe z.B. Schandry, 1998).

In Studien zur mentalen Beanspruchung wird die P300 vornehmlich mit Hilfe von Sekundäraufgaben evoziert. Hierbei geht man von der Annahme aus, dass bei zunehmender Schwierigkeit der Primäraufgabe weniger Ressourcen für die Sekundäraufgabe zur Verfügung stehen, was sich in einer längeren Latenz (= längere Zeitdauer für Ressourcenallokation) und einer kleineren Amplitude (= weniger zur Verfügung stehende Ressourcen) der P300 zeigt. Die Reaktionsstärke in Gestalt der Amplitude dient demnach als Anhaltspunkt für die noch zur Verfügung stehenden Ressourcen (Residualressourcen) und somit auch als Gradmesser für die Distribution von Verarbeitungsressourcen (sog. *Ressourcenreziprozitätshypothese*; Sirevaag, Kramer, Coles & Donchin, 1989). Anhand von Studienübersichten kann die Sensitivität und Diagnostizität dieser Komponente belegt werden (z. B. bei Tracking-Aufgaben, Flugkontroll- und Navigationsaufgaben, Gedächtnissuchaufgaben, visuellen und auditorischen Sekundäraufgaben – siehe Kramer, 1991, sowie Wilson & Eggemeier, 1991 für einen Überblick). In einer Untersuchung verwendete Fowler (1994) bei einer Flugsimulationsaufgabe (Landeinflüge mit unterschiedlichem Schwierigkeitsgrad durch Manipulation von Turbulenzstärke und Hypoxie) sowohl auditorische als auch visuelle Sekundäraufgaben gemäß dem Oddball-Paradigma. Hierbei zeigte sich, dass die Latenz der P300 sehr hoch mit der Leistung der Probanden kovarierte, wobei mit zunehmendem Schwierigkeitsgrad der Flugaufgabe auch die Latenz der P300 in Verbindung mit

der Sekundäraufgabe zunahm als Zeichen der Verlangsamung perzeptueller bzw. kognitiver Verarbeitungsprozesse infolge erhöhter mentaler Beanspruchung.

Ereigniskorrelierte Potenziale sind im Feld aufgrund ihrer Artefaktanfälligkeit kaum einsetzbar und zudem – wie vorstehend beschrieben – an bestimmte Paradigmen gebunden (vgl. Boucsein, 2006).

1.6.3 Peripherphysiologische Indikatoren und Befunde

1.6.3.1 Elektrodermale Aktivität

Die elektrodermale Aktivität (EDA) lässt sich auf die Sympathikusaktivität zurückführen, die Einfluss auf die ekkrinen Schweißdrüsen nimmt, welche besonders an den Handinnenflächen und Fußsohlen für emotionales Geschehen reaktiv sind. Damit stellt die EDA einen Parameter dar, der auf peripherer Ebene keine Konfundierungen mit parasymphatischen Einflüssen aufweist, was bei einigen Effektororganen wie dem Herzen der Fall ist, woraus verzögerte neurale Reaktionen resultieren (siehe hierzu Boucsein, 2006, sowie Wallin, 1981). Allerdings verweist Furedy (1993) auf tierexperimentelle Befunde, anhand derer gezeigt werden konnte, dass zumindest auf zentralnervöser Ebene parasymphatische Einflüsse auf die elektrodermale Aktivität bestehen. Hierbei wurden Bereiche wie der anteriore Hypothalamus untersucht (Bloch & Bonvakt, 1960; zit. nach Furedy, 1993). Veränderungen der Hautleitfähigkeit resultieren sowohl aus Verschiebungen in der Aktiviertheit einer Person als auch aus thermoregulatorischen Prozessen, die von neuronalen Schaltkreisen des Hirnstamms und Hypothalamus gesteuert werden (Boucsein, 1992; Satchell, 1993; Wallin, 1981). Als Ableitorte werden entweder die Innenfläche der nicht-dominanten Hand (thenar und hypothenar, d. h., zwischen Daumen- und Kleinfingerballen) oder ersatzweise die Innenseiten der Füße gewählt. Als Ableitverfahren hat sich das Konstantspannungsverfahren durchgesetzt, bei dem eine konstante Gleichspannung von 0,5 V unter Verwendung einer isotonischen Paste angelegt wird, die eine dem Schweiß ähnliche NaCl-Konzentration aufweist. Hierbei wird die Hautleitfähigkeit in Mikro-Siemens (μS) erfasst (für eine ausführliche Darstellung der verschiedenen elektrodermalen Messverfahren siehe Boucsein, 1992).

Die Forschung hinsichtlich individueller Unterschiede und Leistung greift in der Regel auf die Spontanreaktionen der EDA zurück. Dieses Maß (auch *non-specific skin conductance responses* – *NS.SCRs* – genannt) wird als Ausdruck allgemeiner Aktiviertheit verwendet, wohingegen phasische elektrodermale Reaktionen mit der Allokation von Verarbeitungsressourcen assoziiert sind (Boucsein, 1992, 2006; Kramer, 1991). Boucsein (1992) nimmt Bezug auf die gegensätzlichen Richtungen der elektrodermalen Eigenschaften unter verschiedenen Bedingungen der physiologischen Aktivierung und postuliert zwei Zentren für die Generierung der EDA. Das erste Zentrum bezieht sich auf das limbische System, welches die sog. EDA 1 als phasische, durch emotionale Prozesse bedingte Reaktion auslöst. Das zweite Zentrum lässt sich im prämotorischen Kortex und den Basalganglien lokalisieren. Hier wird die EDA 2 als tonische prämotorische Komponente erzeugt. Boucsein (1992) bezieht seine Differenzierung der EDA-Komponenten auf die verschiedenen Stufen der Informationsverarbeitung nach Pribram und McGuinness (1975; siehe Abschnitt 1.4.3.6): Die phasische Aktivierung bei sensorischem Input stellt demnach eine Orientierungs- oder Defensivreaktion dar, die durch eine Interaktion zwischen Hippocampus und Amygdala hervorgerufen wird (EDA 1). Eine weitere phasische Komponente, die EDA 2, tritt bei der präparatorischen Aktivierung auf und wird durch eine Interaktion des Hippocampus und der Basalganglien ausgelöst. Die letzte Stufe der Informationsverarbeitung, die Anstrengung verlangt und gesteigerte Aufmerksamkeit und Aktiviertheit beinhaltet, bedingt so eine tonische EDA-Komponente, die EDA 1, welche die Informationsverarbeitungsprozesse des Hippocampus widerspiegelt. Ein Zusammenhang zwischen Aktivierung und Habituationsgeschwindigkeit konnte von Bohlin (1976; zit. nach Schandry, 1998) dahingehend aufgezeigt werden, dass die Habituation der elektrodermalen Reaktion um so langsamer verlief, je höher das experimentell induzierte Aktivationsniveau war.

Die elektrodermale Aktivität wurde weniger in Verbindung mit mentaler Beanspruchung, sondern eher in Bezug auf emotionale Beanspruchung (z. B. Stress) untersucht (Boucsein, 1991; Manzey, 1998). Allerdings belegen zahlreiche Arbeiten die Eignung phasischer EDA-Komponenten als Indikatoren verschiedener Verarbeitungsstufen. Neben der von Boucsein (1992) bereits beschriebenen Differenzierung in EDA 1 und EDA 2 haben sich die Amplitude und Erholungszeit der elektrodermalen Reaktion in Untersuchungen nach dem Paradigma der Orientierungsreaktion als sensitiv gegenüber

mentaler Beanspruchung gezeigt (Boucsein & Backs, 2000). Reizunabhängig auftretende Spontanfluktuationen erwiesen sich als valide Indikatoren von emotionalem Stress bei unfreiwilligen Pausen durch Wartezeiten des Systems in der Mensch-Computer-Interaktion (Boucsein, 2000). Rakov und Fadeev (1986) konnten bei Fabrikarbeiterinnen ebenfalls eine gute Differenzierung beanspruchender Bedingungen von Pausen anhand der Spontanreaktionen der EDA aufzeigen, die nicht durch physische Anstrengung induziert war. Der Anstieg der Spontanaktivität erwies sich unter emotionalem Stress am stärksten. In einer Untersuchung von Peters (1974) erschien die EDA im Vergleich zur Herzrate als besonders sensitiv im Hinblick auf mentale und emotionale Beanspruchung (z.B. Denken oder Lesen), wobei die Herzrate besonders physische Beanspruchung (z.B. Papierwechsel) widerspiegelte.

Kohlisch und Schaefer (1996) gingen der Frage nach, ob physiologische Änderungen während einer Computeraufgabe auf die mentale Beanspruchung oder motorischen Anforderungen der Aufgabe zurückzuführen waren. In einem ersten Experiment sollten Probanden eine bewegliche Markierung per Tastendruck innerhalb eines umschriebenen Bereichs halten. Die Reaktionen mussten alle 150 ms, 300 ms, 600 ms oder 1200 ms erfolgen. Erfasst wurden die Anzahl der NS.SCRs sowie die Herzperiode (HP, Interbeat-Intervall zwischen zwei R-Zacken). Physiologische Veränderungen im Sinne einer Zunahme der NS.SCRs und einer HP-Abnahme (= Herzratenzunahme) waren nur im Falle schnell aufeinanderfolgender Tastenbetätigungen (<300 ms) auf eine gesteigerte motorische Aktivität zurückzuführen, bei den übrigen Intervallen zeigten sich keine signifikanten Unterschiede. In einem zweiten Experiment wurde zusätzlich eine Sekundäraufgabe eingeführt, bei der den Probanden eine randomisierte Abfolge von Ziffern oberhalb des Zielbereiches der beweglichen Markierung dargeboten wurde. Hierbei mussten die Probanden entweder die Ziffern aufaddieren und sich die Summe merken (hohe Gedächtnisbelastung) oder aber nur eine einzelne Zahl behalten (geringe Gedächtnisbelastung). Die Tastenreaktionen auf die kompensatorische Markierungsaufgabe erfolgten in Intervallen von 180 ms, 360 ms oder 720 ms. Auch hier zeigte sich eine Zunahme der NS.SCRs bzw. Abnahme der Herzperiode infolge motorischer Aktivität nur bei sehr schnell aufeinanderfolgenden Tastendrücken (<360 ms). Somit kann für beide Experimente festgehalten werden, dass die Zunahme physiologischer Aktivierung bei geringer motorischer Aktivität auf das Ausmaß der mentalen Beanspruchung zurückzuführen war.

Im Kontext der Luftfahrt wurde die elektrodermale Aktivität jedoch bislang kaum verwendet. Lindholm und Cheatham (1983) erfassten die Hautleitfähigkeitsreaktion (*skin conductance reaction* – SCR) und Herzrate bei simulierten Landungen. Beide Maße zeigten einen deutlichen Anstieg bis zum Ende der Aufgabe. Mit zunehmender Übung war dieser Anstieg bei der Herzrate geringer, was jedoch nicht auf die SCR zutraf. Die Autoren begründen dies mit einer geringeren Sensitivität dieses Maßes gegenüber Übungseffekten im Vergleich zur Herzrate. Sowohl Boucsein (1992) als auch Satchell (1993) merken an, dass trotz der Überlegenheit der EDA in Verbindung mit emotionaler Beanspruchung weitere Studien im realen Umfeld deshalb so selten sind, weil das Anlegen der Elektroden an der Hand bzw. am Fuss von den Betroffenen eher als störend und von der Arbeit ablenkend empfunden wird und somit stabile Langzeitmessungen schwierig sind. Darüber hinaus wird die EDA durch Temperaturschwankungen, Feuchtigkeit, Alter, Geschlecht sowie Tages- und Jahreszeit beeinflusst (Boucsein, 1992).

Wright und McGown (2001) untersuchten Schläfrigkeit und Kurzschlafphasen (*naps*) bei British-Airways-Piloten während Langstreckenflügen (London – Miami am Tag, Miami – London bei Nacht). Neben dem EEG und dem Elektrookulogramm (EOG) wurde auch der Hautwiderstand in kOhm abgeleitet. Höhere Hautwiderstands-Werte (Reziprokwert: niedriger Hautleitwert in μS) im Sinne reduzierter Aktiviertheit zeigten sich vor allem beim Nachtflug, d. h., hier waren die Piloten eher gefährdet einzuschlafen. Dies ging mit einer Zunahme der Alpha- und Thetaaktivität sowie einer Abnahme der okulomotorischen Aktivität einher. Zusätzlich zeigten sich während der Schläfrigkeitsphasen längere Abschnitte ohne Handgelenks- und Kopfbewegungen. Darüber hinaus nahmen die Piloten während der Nachtflüge deutlich weniger Kontrolleingaben im Flight Management System vor als bei den Tagflügen. Von den abgeleiteten physiologischen Parametern erwies sich der Hautwiderstand als besserer Indikator für Schläfrigkeit und generell niedriges Arousal.

Nach Andreassi (1995) ist der Hautwiderstand auch mit Vigilanz, Reaktionsgeschwindigkeit und Signalentdeckungseffizienz assoziiert, wobei eine erhöhte Fehlerrate mit höherem Hautwiderstand (bzw. reduzierter Hautleitfähigkeit als Reziprokwert) einhergeht (siehe auch Satchell, 1993). Nishimura und Nagumo (1985) verwendeten das Hautpotenzialniveau (*skin potential level* in Millivolt – SPL) als Leistungsfeedback-

Größe zur Aufrechterhaltung von Aktiviertheit und Leistungsbereitschaft. In ähnlicher Weise untersuchten auch Yamamoto und Isshiki (1992) bzw. Isshiki und Yamamoto (1994) den galvanischen Hautreflex (*galvanic skin reflex – GSR*) in Form der Hautimpedanz (in kOhm) über drei Elektroden an der Handinnenfläche und verwendeten diese als Feedbackgröße bei aufkommender Schläfrigkeit (*drowsiness*) sowohl mit einem herkömmlichen Desktop-Computer als auch einem tragbaren System. Als Gründe für die Wahl der EDA gaben beide japanischen Forschergruppen an, dass sie leicht zu erheben ist, nicht willkürlich beeinflussbar ist und die Verarbeitung der Signalausgabe keinen großen Aufwand darstellt. Auch Kramer (1991) betont, dass eine systematische Beziehung zwischen der Intensität elektrodermalen Aktivität und Verschiebungen in Verarbeitungsanforderungen besteht, was für die Reliabilität dieses psychophysiologischen Maßes spricht, vor allem als Indikator allgemeiner Aktiviertheit und des Ressourcenbedarfs. Allerdings sieht Kramer (1991) – wie auch Boucsein (1992) und Satchell (1993) – mögliche Probleme in der Anwendung außerhalb des Labors, z. B. aufgrund von Bewegungsartefakten oder Temperatureinflüssen.

Wilson (2002) erfasste die Hautleitfähigkeit neben weiteren psychophysiologischen Parametern während diverser Flugmanöver im Simulator. Anhand der EDA ließen sich drei Gruppen von Flugsegmenten unterscheiden: Take off, riskante „touch and go“-Manöver und Landung ergaben die höchste Anzahl elektrodermalen Reaktionen (NS.SCRs), wohingegen die vor und nach der Flugaufgabe erfassten Baselinewerte die geringste Anzahl von Reaktionen aufwiesen. Darüber hinaus zeigte sich zwischen der Herzrate und der elektrodermalen Aktivität über die verschiedenen Flugsegmente eine signifikante Korrelation von $r = .83$, wobei die Herzrate noch weitergehend zwischen den Segmenten der Flugaufgabe differenzierte. Die Summenamplitude der EDA zeigte über die 22 Flugsegmente nur geringfügige Unterschiede. Das tonische Hautleitniveau nahm vom Beginn über die weiteren Flugsegmente – bis auf die oben genannten drei Segmentgruppen – zum Ende hin ab.

Eine Flugsimulatoruntersuchung von Hoogeboom, Joosse, Hodgetts, Straussberger und Schaefer (2004) beleuchtete die Wirkung der Abwesenheit von Funkverkehr im Hintergrund des Cockpits (sog. „*party line*“, d. h., das Mithören der Funkkommunikation anderer Flugzeuge). Während der Simulation wurden neben zentralnervösen und kardiovaskulären Maßen (Herzrate, Herzratenvariabilität) auch die elektrodermalen

Reaktionen sowohl des fliegenden Piloten als auch des nicht-fliegenden Co-Piloten erfasst. Anhand der EDA zeigte sich bei der Gruppe der nicht-fliegenden Co-Piloten mit Funkverkehrseinfluss eine tendenziell höhere Variabilität der elektrodermalen Reaktionen, was geringere Beanspruchung indizierte.

Aufgrund der vorstehend beschriebenen Befunde kann geschlussfolgert werden, dass die EDA, insbesondere die NS.SCRs, als valider Gradmesser sowohl unterschiedlicher Beanspruchungs- als auch Vigilanzzustände angesehen werden kann.

1.6.3.2 Kennwerte des Elektrokardiogramms

1.6.3.2.1 Herzrate

Eines der in Labor- und Felduntersuchungen am häufigsten verwendeten Maße ist die Herzrate. Sie gilt als Indikator für den Grad sowohl physischer als auch mentaler Beanspruchung, was in vielen Untersuchungen – auch aus dem Bereich der Luftfahrt – gezeigt werden konnte (Manzey, 1998). Beispielsweise verweisen Scerbo et al. (2001) in einem Übersichtsartikel auf 21 Labor- und Feldstudien aus Luftfahrt und öffentlichem Verkehrswesen, die sich kardiovaskulärer Indikatoren bedient haben. Auch Fahrenberg und Wientjes (2000) stufen kardiovaskuläre Parameter als die geeignetsten Maße für Feldstudien aufgrund ihrer Reliabilität sowie beeinträchtigungsfreien und unkomplizierten Messbarkeit ein. Allerdings sieht Manzey (1998) eine Diagnostizität der Herzrate für mentale Beanspruchungsunterschiede als nicht gegeben und verweist auf zahlreiche Arbeiten, in denen nicht nur die Aufgabenschwierigkeit oder der Anstrengungsgrad, sondern auch Faktoren wie muskuläre Aktivität oder emotionale Einflüsse eine Rolle spielten. Auch Roscoe (1992) sowie Svensson und Wilson (2002) kommen nach Durchsicht von Studien aus der Luftfahrt zu dem Schluss, dass die Herzrate in erster Linie zwischen hoher Beanspruchung (Start, riskante Manöver, Landung) und niedriger Beanspruchung (Geradeausflug) differenzieren kann (siehe auch Dussault et al., 2004; Lee & Liu, 2003; Roscoe, 1987), was sich auch beim Vergleich von Piloten mit Co-Piloten (z. B. Hoogeboom et al., 2004) hinsichtlich der mentalen Beanspruchung gezeigt hat (siehe auch Wilson & Eggemeier, 1991). Gerade bei Starts, riskanten „touch-and-go“- sowie Landemanövern müssen mehrere Operationsschritte innerhalb kurzer Zeit ausgeführt werden, was die erhöhte mentale Beanspruchung erklärt (Lee & Liu, 2003). Darüber hinaus ermöglicht die Herzrate auch

eine Unterscheidung zwischen kurz- und längerfristigen Beanspruchungsphasen (Lindholm & Cheatham, 1983). Eine der wenigen Studien, die reale und simulierte Flugbedingungen mit ein und denselben Probanden durchführten, geht auf Wilson, Purvis, Skelly, Fullenkamp und Davies (1987) zurück. Hierbei konnten im Flugsimulator keine signifikanten Effekte der Flugsegmente auf die Herzrate festgestellt werden, was im realen Flug möglich war. Wilson et al. (1987) führen dies auf die unterschiedlichen Arbeitsbedingungen in den beiden Flugumgebungen zurück, was das Ausmaß der Verantwortung und die mentale Beanspruchung betrifft. Wenn die Betroffenen nicht hochgradig involviert sind (was unter realen Bedingungen eher gegeben ist als bei Simulationen), treten in der Regel keine bzw. nur kleine Effekte bezüglich der Herzrate auf. Auch Dussault et al. (2005) konnten bei einer Flugsimulationsaufgabe keine signifikante Differenzierung von Flugsequenzen anhand der Herzrate feststellen, was sie damit begründen, dass die Herzrate nur für höhere Grade mentaler Beanspruchung sensitiv sei. In einer zuvor durchgeführten realen Flugstudie (Dussault et al., 2004) war eine derartige Differenzierung von Flugsegmenten anhand der Herzrate möglich. Hierbei heben die Autoren die Bedeutung emotionaler Faktoren wie Gefahren sowie Informationsverarbeitungsprozesse während des Fluges als mögliche Einflussfaktoren auf die Herzrate hervor. In einem von Veltman (2002) ebenfalls durchgeführten Vergleich von simulierten und realen Flugmanövern mit Bewerbern der niederländischen Luftwaffe konnten keine signifikanten Bedingungs-Unterschiede aufgezeigt werden, nur die Ruhemessung (Baseline) unterschied sich signifikant von den übrigen Flugmanövern. Die nahezu unveränderte Herzrate im Verlauf der Flugsequenzen lässt sich Veltman (2002) zufolge vermutlich darauf zurückführen, dass die Probanden als Bewerber hochmotiviert und somit stets bestrebt waren, den Anforderungen durch bestmögliche Leistung zu begegnen, obwohl diese Untersuchung nicht Gegenstand des Auswahlverfahrens war. Als Folge konnte bei dem bereits zu Beginn bestehenden hohen Herzrateniveau im Falle einfacher Flugmanöver keine weitere Herzratenerhöhung bei darauffolgenden schwierigen Flugabschnitten erwartet werden, da das Leistungsmaximum erreicht war. Dies ist im Einklang mit dem von Wilder (1931, 1967) postulierten *Ausgangswertgesetz*: Je stärker vegetative Organe aktiviert sind, desto stärker ist ihre Ansprechbarkeit auf hemmende Reize und desto niedriger ist ihre Ansprechbarkeit auf aktivierende Reize, d. h., bei einem schon in der Ausgangslage hohem Aktivationsniveau erfolgen nur noch geringe Aktivationszuwächse. Diese Erklärung deckt sich mit Befunden, denenzufolge unerfahrene Piloten zu Beginn ihrer

Ausbildung in Testsituationen eine verstärkte Aktiviertheit aufweisen, was sich z. B. in einer sehr hohen Herzrate mit nahezu ausbleibender Herzratenvariabilität entsprechend widerspiegelt (Jorna, 1993). Dussault et al. (2004) weisen ebenfalls auf Unterschiede zwischen erfahrenen und unerfahrenen Piloten hin, wobei die Autoren im Gruppenvergleich signifikant niedrigere Herzratenwerte in der Expertengruppe während der verschiedenen Flugsequenzen beobachten konnten. Sie waren mit den Flugmanövern eher vertraut als unerfahrene Piloten und daher mental weniger beansprucht. Möglicherweise spielen im Falle unerfahrener Piloten sowohl motivationale als auch emotionale Komponenten eine Rolle (z. B. erhöhte Anspannung infolge der Unerfahrenheit, Karriereängste), obwohl emotionale Faktoren bei der Herzrate eher hintergründig sind (Boucsein, 2006).

Auch Kramer (1991) spricht Inkonsistenzen bei Befunden zur Herzrate in Verbindung mit mentaler Beanspruchung an, die sich vor allem auf die Richtungsdivergenz von mentaler Beanspruchung und Herzrate in manchen Untersuchungen beziehen. Ein denkbarer Erklärungsansatz könnte seiner Ansicht nach in der von Lacey postulierten *Intake-Rejection-Hypothese* begründet liegen (Lacey, 1967; Lacey & Lacey, 1978). Diese besagt, dass die Richtung von Herzratenänderungen von den jeweiligen situativen Anforderungen abhängt. Im Falle der Informationsaufnahme (*intake*) aus der Umgebung (z. B. visuelles Entdecken und Unterscheiden, Scanningprozesse, Hören) wird eine Herzratendekeleration beobachtet, wohingegen bei arithmetischen Aufgaben bzw. Problemlöse- und Gedächtnisabrufprozessen eine Herzratenakzeleration in Verbindung mit dem Abblocken (*rejection*) von Umweltinformationen festzustellen ist. Dieses Phänomen wird auch als Fraktionierung der Aktivierungsrichtungen (*directional fractioning*) bezeichnet, d. h., es erfolgen gegenläufige Funktionsverschiebungen unter Aktivierungsbedingungen (siehe auch Schandry, 1998). Auch Bonner und Wilson (2002) haben die Diskrepanz zwischen Herzrate und subjektiven Beanspruchungseinschätzungen beleuchtet. Beispielsweise fiel ihnen auf, dass Probanden in simulierten Notfallsituationen nur eine geringe Herzratenänderungen aufwiesen, jedoch von einer hohen subjektiven Beanspruchung berichteten. Diese Abweichung führen Bonner und Wilson (2002) auf die Diskrepanz zwischen subjektiv wahrgenommenen und tatsächlich vorliegenden Anforderungen zurück. In Bezug auf Landemanöver berichten die Autoren von einem umgekehrten Beispiel. Hier gaben die Probanden nur geringe Beanspruchungswerte an, die Herzratenbeschleunigung war jedoch beachtlich.

Subjektiv empfanden die Teilnehmer das Landemanöver als Routineoperation, wohingegen die Herzratenzunahme die tatsächlichen kognitiven Anforderungen widerspiegelte, die mit dem sicheren Landen eines Flugzeuges verbunden sind. Hohe positive Korrelationen zwischen Herzrate und subjektivem Beanspruchungserleben ergeben sich Bonner und Wilson (2002) zufolge unter Extremsituationen, z. B. bei riskanten „touch and go“-Manövern auf vereisten Landebahnen.

Die Auffassung, dass die Herzrate grundsätzlich von Faktoren wie Muskelaktivität, Emotionen oder externen Einflüssen wie Temperatur, Lärm usw. beeinflusst werden könne und die mentale insbesondere von der physischen Beanspruchung anhand der Herzrate nicht zu trennen sei, teilt Roscoe (1992) nicht. Aufgrund eigener Untersuchungen mit Vergleichen verschiedener Flugmanöver konnte er belegen, dass eine Herzratenzunahme ohne gleichzeitige physische Anstrengung hauptsächlich auf mentale Beanspruchung zurückzuführen ist (vgl. Befunde von Kohlisch & Schaefer, 1996, in Abschnitt 1.6.3.1). Darüber hinaus stellte er fest, dass emotionale Faktoren wie das Hochgefühl beim Fliegen, Angst, Ärger und Frustration unter hohen Anforderungsbedingungen die Herzrate nicht weiter beeinflussten. Möglicherweise ist hier der Flugkontext von Bedeutung: In der zivilen Luftfahrt sind aufgrund der hochautomatisierten Cockpits merkliche physische Betätigungen eher selten, wohingegen Kampfpiloten wesentlich höheren physischen Belastungen ausgesetzt sind, z. B. Beschleunigungskräften in Kampffjets bei sog. G-Manövern (G = Gravitationskonstante in Verbindung mit der Erdanziehungskraft), die sogar zu vorübergehender Bewusstlosigkeit führen können. Des Weiteren ist auch zwischen realen und simulierten Flugsituationen zu unterscheiden. Wilson, Skelly und Purvis (1989; zit. nach Bonner & Wilson, 2002) berichteten von einer 50 %igen Herzratenzunahme unter realen Notfallbedingungen während eines Fluges, wohingegen im simulierten Notfall keine Herzratenänderungen zu beobachten waren. Möglicherweise sind die Gegenmaßnahmen unter simulierten Bedingungen aufgrund von Erfahrung schneller verfügbar und nehmen daher weniger kognitive Ressourcen in Anspruch. Unter Realbedingungen hingegen muss zunächst festgestellt werden, ob die Notfallsituation tatsächlich gegeben ist, um dann entsprechende Maßnahmen zu ergreifen. Emotionale Faktoren sind ebenfalls zu berücksichtigen. Unter realen Bedingungen werden diese Faktoren eher greifen als im Flugsimulator, da eine tatsächliche Gefährdung vorliegt (Bonner & Wilson, 2002). Auch Magnusson (2002) stellte im Vergleich von realen und simulierten Flugbedingungen

signifikante Unterschiede hinsichtlich des Niveaus physiologischer Reaktionen fest. Das Ablaufmuster der physiologischen Maße als solches (unter anderem der Herzrate) war zwischen beiden Flugbedingungen über die Flugabschnitte vergleichbar; der Unterschied lag in der Reaktionsstärke, d. h., unter realen Bedingungen waren die Reaktionen ausgeprägter, z. B. in Form einer höheren Herzrate. In Bezug auf mögliche emotionale Einflüsse merken Mulder, Mulder, Meijman, Veldman und van Roon (2000) an, dass eine Unterscheidung zwischen kognitiven und emotionalen Komponenten künstlicher Natur sei, da die beiden betreffenden Verarbeitungssysteme neuroanatomisch eng aneinander gekoppelt seien.

Backs (1995) weist in Verbindung mit der Herzrate darauf hin, dass sie zum einen durch physische Anforderungen unabhängig vom Grad der mentalen Beanspruchung beeinflusst wird, zum anderen gibt sie keine differenzierte Auskunft über sympathische und parasympathische Einflüsse. Eine Abgrenzung dieser beiden Einflüsse könnte sowohl die Sensitivität als auch Diagnostizität der Herzrate als Indikator mentaler Beanspruchung erhöhen.

Insgesamt stellen Roscoe (1992) wie auch andere Forscher (z. B. Hart & Wickens, 1990; Jorna, 1993) fest, dass die Sensitivität der Herzrate in Phasen geringer mentaler Beanspruchung stark abnimmt. Tritt in diesem Kontext doch eine höhere Herzfrequenz auf, so könnte dies auf emotionale Faktoren zurückgeführt werden, da sowohl physische als auch anforderungsbezogene Einflüsse in diesem Moment nicht vorhanden sind. Herzratenänderungen unter monotonen Bedingungen werden auch auf den physiologischen Einsatz zurückgeführt, der erforderlich ist, um die Wachsamkeit und Leistungsfähigkeit aufrechtzuerhalten (Satchell, 1993). Hier sehen mehrere Autoren die Herzratenvariabilität als das von der Diagnostizität her günstigere Maß an (z. B. Luczak & Laurig, 1973; Jorna, 1993; Roscoe, 1992), da es im Bereich geringer mentaler Beanspruchung besser differenzieren kann als die Herzrate. Auf dieses weitere kardiovaskuläre Maß soll im nächsten Abschnitt näher eingegangen werden.

1.6.3.2.2 Herzratenvariabilität

Das Maß der Herzratenvariabilität (HRV) hat vor allem im Flugkontext an großer Bedeutung gewonnen, da es schnelle, physische Verschiebungen in der mentalen Beanspruchung abbilden kann (Kramer, 1991). Physiologische Variationen der Herzrate

treten beim gesunden Menschen durch kardiovaskuläre Kontrollmechanismen der Atmung, des Blutdrucks und der Hauttemperatur auf (Roscoe, 1992). Simons und Johnson (1965) bezeichneten es als vorübergehende Abweichung von der Homöostase infolge internaler bzw. externaler Störeinflüsse. Kalsbeek war einer der ersten Forscher, der sich mit der HRV auseinandersetzte. Kalsbeek und Ettema (1963) beschrieben hierbei ein Phänomen, bei dem die naturgegebene Herzratenunregelmäßigkeit (sog. *Sinusarrhythmie*) aufgrund erhöhter Aufgabenschwierigkeit nach und nach unterdrückt wurde, d. h., der Herzrhythmus wurde gleichmäßiger. Daraus schlossen die Autoren, dass dieses Maß als Indikator mentaler Beanspruchung dienen könnte und bezeichneten es als „*irregularity score*“, wobei die Sinusarrhythmie als Prädiktor der Reservekapazitäten eines Individuums angesehen wird (siehe auch Kalsbeek & Ettema, 1964). Später untersuchten Kalsbeek und Sykes (1967) das Verhalten der HRV in Verbindung mit motivationalen Einflüssen, wobei sich zeigte, dass motivierte Probanden eine durchgehende Unterdrückung der Sinusarrhythmie, d. h., eine geringere HRV zeigten, wohingegen neutrale Probanden zunächst eine höhere HRV aufwiesen, die anschließend infolge zunehmender Leistung dem Trend der motivierten Gruppe folgte.

Eine der ersten Untersuchungen zur HRV im Flugkontext wird von Opmeer und Krol (1973) beschrieben. Hierbei zeigte sich, dass sich erhöhte Anforderungen bei Flugmanövern in einer herabgesetzten HRV bei den Piloten widerspiegelten. HRV und Atemfrequenz waren hier sensitivere Indikatoren mentaler Beanspruchung als die Herzrate. Eine Erklärung für die Reduzierung der HRV unter mentaler Beanspruchung liegt in der herabgesetzten Sensitivität der Barorezeptoren des Sinus caroticus, so dass sich Blutdruckänderungen weniger in Änderungen der Herzrate widerspiegeln. Als Folge nimmt die Variabilität des Herzschlags ab (siehe Veltman & Jansen, 2003).

In der Zwischenzeit wurden 26 Verfahren vorgestellt, anhand derer die HRV ermittelt werden kann, allerdings mit dem Problem großer Inkonsistenz in den Befunden (Opmeer, 1973). Im Jahre 1973 wurde allein diesem Thema eine gesamte Ausgabe der Zeitschrift *Ergonomics* gewidmet, was interessanterweise genau in die Zeit fällt, in der auch das Thema der mentalen Beanspruchung in Erscheinung trat. Im Wesentlichen lassen sich die Verfahren zur Analyse der HRV in zeit- und frequenzbasierte Methoden unterteilen. Zu den zeitbezogenen Maßen gehören unter anderem die Varianz, bei der die Standardabweichung der mittleren Herzrate zugrundegelegt wird, und das mittlere

Quadrat sukzessiver Differenzen (MQSD), d. h., die Quadrierung und Aufsummierung der Differenzen aufeinanderfolgender R-R-Intervalle. In einer Untersuchung von Sharit und Salvendy (1982) wurde die mentale Beanspruchung bei selbstgewählter und maschinell auferlegter Arbeitsgeschwindigkeit verglichen. Hierbei bevorzugten die Autoren die Verwendung des MQSD gegenüber der Standardabweichung der mittleren Herzrate, weil sie das letztere Maß für einen überzogenen Schätzer der Populationsvarianz hielten. Auch Heslegrave, Ogilvie und Furedy (1979) bevorzugten die Verwendung des MQSD als Ausdruck der Sinusarrhythmie. Allerdings ist davon auszugehen, dass keines dieser globalen Streuungsmaße Variationen in der HRV in Abhängigkeit vom Grad der mentalen Beanspruchung hinreichend sensitiv abzubilden vermag, da ein Einblick in die Varianzquellen verwehrt wird, die die HRV beeinflussen (Jorna, 1993; Manzey, 1998). Möchte man auf der zeitbasierten Erfassungsebene eine reliable Parametrisierung der HRV erreichen, sollten die Datenaufzeichnungsintervalle mindestens 1 bis 2 min betragen (Boucsein, 2006).

Eine frequenzbezogene Methode ist die Spektralanalyse, bei der R-R-Intervall-Zeitreihen frequenzanalytisch in drei Spektralbereiche aufgeteilt werden können (Jorna, 1992; De Waard, 1996):

- (1) ein niederfrequentes Band zwischen 0,02 und 0,06 Hz, welches durch thermoregulatorische Einflüsse geprägt ist,
- (2) ein mittelfrequentes Band zwischen 0,07 und 0,14 Hz, das mit der kurzfristigen Regulierung des Blutdrucks in Verbindung steht und
- (3) ein hochfrequentes Band zwischen 0,15 und 0,4 Hz, in dem atmungsbedingte Einflüsse auf die Herzfrequenz (sog. Sinusarrhythmie) vorherrschen.

Mulder und Mulder (1981) überprüften anhand von drei Experimenten die Effekte mentaler Operationen (Satzverständnis, Aufgaben zum Gedächtnisabruf) auf diese verschiedenen Frequenzkomponenten. Mit zunehmendem Schwierigkeitsgrad nahm die Power in allen drei Frequenzbereichen ab. Am deutlichsten zeigte sich dieser Rückgang jedoch im mittelfrequenten Bereich zwischen 0,07 und 0,14 Hz. Mulder und Mulder (1981) konnten so zeigen, dass die in diesem Band angesiedelte 0,1-Hz-Komponente von Atemfrequenz und -tiefe weitgehend unbeeinflusst ist und auf die Zunahme mentaler Beanspruchung mit einem Rückgang reagiert. Allerdings berichten Veltman und Gaillard (1996, 1998) aufgrund von Flugsimulationsexperimenten, dass es durchaus

einen deutlichen Einfluss reduzierter respiratorischer Aktivität auf die HRV gibt, demzufolge es zu Verfälschungen durch Atmungseinflüsse im mittleren Frequenzband kommen kann mit der Folge von Über- bzw. Unterschätzungen der tatsächlichen mentalen Beanspruchung. Auch Althaus, Mulder, Mulder, Van Roon und Minderaa (1998) konnten anhand von Reaktionszeitaufgaben mit variierendem Beanspruchungsgrad zeigen, dass das mittelfrequente HRV-Band nur dann ein Indikator der mentalen Beanspruchung war, wenn keine Atmungseinflüsse vorhanden waren. Hierbei betonen die Autoren, dass Änderungen in den Frequenzbändern der HRV vor allem vom Atmungsmuster der untersuchten Person abhängen. Eine Beeinflussung der HRV-Frequenzbänder ist dann wahrscheinlich, wenn die Atemfrequenz deutlich reduziert ist. Einen Rückgang der Atemfrequenz nach längerer Aufgabenbearbeitung konnten z. B. Thackray, Jones und Touchstone (1973) bei einer seriellen Reaktionszeitaufgabe und Miller und Ditto (1988) bei einem Videospiel beobachten. Eine anschauliche Demonstration des Einflusses der Atemfrequenz auf die HRV lieferten Angelone und Coulter (1964; zit. nach Veltman & Gaillard, 1996). Sie forderten Probanden auf, mit variierender Häufigkeit zu atmen. Die HRV nahm immer dann zu, wenn die Atemfrequenz zurückging. Am deutlichsten war der Einfluss dann, wenn sich die Atemfrequenz im 0,1-Hz-Bereich befand, was dem mittelfrequenten HRV-Band entspricht. Diese atmungsbedingten Änderungen der Herzrate spiegeln sich in der respiratorischen Sinusarrhythmie (RSA) wider, welche man als Ausdruck parasymphatischer Aktivierung ansieht (Grossman, 1992; zit. nach Veltman & Gaillard, 1996). Wientjes (1992) konnte unter Verweis auf Wientjes, Grossman, Gaillard und Defares (1986) zeigen, dass Probanden ihr Atemmuster änderten, wenn die Aufgabenschwierigkeit zunahm: Ihre Atmung wurde bei unveränderter Atemfrequenz tiefer. Hinzukommt, dass manche Probanden eine höhere respiratorische Aktivität unter Ruhebedingungen aufwiesen, wobei dies bei anderen Personen während der Bearbeitung von Aufgaben der Fall war (Veltman & Gaillard, 1996).

Ein Nachteil der frequenzanalytischen Methode besteht darin, dass für eine zuverlässige Ermittlung der Spektralbereiche ein relativ langes Zeitfenster benötigt wird, wodurch phasische Auswirkungen der Beanspruchung auf die HRV nicht abgebildet werden können. Empfehlungen gehen von mindestens 5 min aus; allerdings führen deutlich längere Zeitfenster zu dem Problem der Nicht-Stationarität der Zeitreihe, was bei der Schätzung der spektralanalytischen Kennwerte hinderlich ist (siehe Jorna, 1992, 1993;

Manzey, 1998). Jorna und Mitarbeiter haben hierfür das Verfahren der „*COMplex deMODulation*“ (COMMOD; Jorna, Van der Meyden & De Jong, 1989) vorgestellt, das auch eine spektralanalytische Auswertung für kürzere Intervalle erlauben soll. Ein weiteres Verfahren zur Spektralanalyse bei kardiovaskulären Daten, das „*Cardiovascular Data Analysis Environment (CARSPAN)*“ wurde von Mulder, van Roon und Schweizer (1995) entwickelt.

Ein Beispiel für eine Studie, die sowohl eine zeit- als auch frequenzbasierte Untersuchung der HRV vorgenommen hat, ist der Beitrag von Masalonis, Duley und Parasuraman (1999). Sie untersuchten die Auswirkung des Autopilotmodus gegenüber manuellem Flug auf mentale Beanspruchung und Vigilanz in einem Flugsimulator. Hierbei sollten die Probanden unter Turbulenzen Flughöhe und -kurs beibehalten, wobei es auch zu Instrumentenausfällen kommen konnte. Im Hinblick auf die HRV zeigte sich in der automatisierten Bedingung eine HRV-Zunahme relativ zur Baselinemessung, wohingegen im manuellen Flugbetrieb eine HRV-Abnahme zu verzeichnen war. Dieser Sachverhalt traf auch für die 0,1-Hz-Komponente der HRV zu. Somit konnte unter automatisierten Bedingungen eine Reduzierung der mentalen Beanspruchung erzielt werden, die zusätzlich von kürzeren Reaktionszeiten auf Instrumentenabweichungen begleitet wurde. Allerdings konnte die Erwartung einer Vigilanzaufrechterhaltung durch Automatisierung nicht gestützt werden.

Hinsichtlich der Diagnostizität der 0,1-Hz-Komponente kommt Jorna (1992) in seinem Überblicksartikel zu dem Schluss, dass diese zwar gut zwischen Ruhe- und Beanspruchungsbedingungen zu differenzieren vermag, jedoch feinere Abstufungen hinsichtlich der Aufgabenschwierigkeit nicht abbilden kann (siehe auch Wilson, 2002). Des Weiteren verweist Jorna (1992, 1993) auf den Umstand, dass die 0,1-Hz-Komponente auch durch emotionale Spannungszustände beeinflusst wird (z. B. Zeitdruck, Angst; siehe auch Meshkati, 1988). Gleichzeitig hebt Jorna (1993) jedoch unter Verweis auf Lee und Parks (1990) hervor, dass emotionale Faktoren eher einen Einfluss auf die Herzrate haben, wohingegen HRV-Änderungen stärker in emotional neutralen Situationen mit hohen Aufgabenanforderungen auftreten. Bereits Aasman, Mulder und Mulder (1987) konnten zeigen, dass die HRV mit zunehmender Gedächtnisbeanspruchung zurückging und somit auf ressourcenlimitierte Prozesse sensibler reagierte. Bei vorliegenden Untersuchungen gelang es meist, anhand der 0,1-Hz-Komponente die

Ruhebedingung von verschiedenen Flugmanövern abzugrenzen, was jedoch beim Vergleich von Flugmanövern untereinander nicht immer zu sehen war (z. B. Itoh, Hayashi, Tsukui & Saito, 1989; Manzey, 1998; Veltman, 2002; Veltman & Gaillard, 1996, 1998). Diese Inkonsistenz ist unter anderem auf die Komplexität der Beziehung zwischen EKG-Komponenten und der Struktur der Verarbeitungsanforderungen einer Aufgabe zurückzuführen. Erhöhte Aufgabenanforderungen gehen nicht immer auch mit verstärkter mentaler Anstrengung einher. Rowe, Sibert und Irwin (1998) konnten dies anhand einer Flugzeugverfolgungsaufgabe zeigen. Hierbei waren Flugzeugsymbole mit vordefinierter Flugstrecke auf einem Bildschirm zu verfolgen (ähnlich wie bei der Fluglotsentätigkeit), wobei zusätzlich eine variierende Anzahl von Flugzeugen mit freier Flugstrecke zu beobachten war (0, 4, 8, 12 und 16 „free flyers“). Die Probanden mussten darauf achten, dass die Flugzeuge nicht auf Kollisionkurs gerieten, indem sie per Mausclick Höhenänderungen vornahmen. Als Ergebnis zeigte sich eine Abnahme der HRV bis zu einer Anzahl von 12 „free flyers“ im Display. Bei mehr als 12 freien Flugobjekten nahm die HRV jedoch wieder zu. Hierbei spiegelt sich Rowe et al. zufolge die Neigung des Menschen wider, sich von der zu bearbeitenden Aufgabe „abzukoppeln“, wenn der Überblick im Sinne eines mentalen Bildes verloren geht, d. h., wenn der Betreffende mit mehr Informationen konfrontiert wird als er überhaupt auf einmal verarbeiten kann. Dies wiederum führt zu Leistungseinbußen. Norman und Bobrow (1975; zit. nach Rowe et al., 1998) bezeichnen diesen Zustand als „*data-limited condition*“, d. h., zusätzlich investierte Anstrengung führt zu keiner weiteren Leistungsverbesserung. Wann dieser Zustand erreicht ist, hängt unter anderem auch von der Erfahrung der Person ab. In der angeführten Untersuchung lag die Schwelle, ab welcher die HRV-Abnahme in eine HRV-Zunahme wechselte, bei unerfahrenen Probanden bereits bei einer geringeren Zahl von „free flyers“. Dies stimmt auch mit Befunden von Jorna (1993) überein, wonach Piloten mit zunehmender Übung ein geringeres Herzrattenniveau und eine höhere HRV aufwiesen im Vergleich zu ungeübten Teilnehmern.

Wie bereits zur Herzrate angemerkt (siehe Abschnitt 1.6.3.2.1), ist es auch im Falle der HRV schwierig, sympathische und parasympathische Anteile voneinander zu trennen (vgl. Backs, 1995). Lenneman und Backs (2000) beschreiben diesbezüglich ein Verfahren, welches mittels einer Hauptkomponentenanalyse kardiovaskuläre Aktivität in sympathische und parasympathische Einflüsse weitgehend trennen kann, um so

Inkonsistenzen begegnen zu können. Demzufolge spiegelt die residuale Herzrate, d. h., die Herzrate nach Bereinigung um den Anteil der respiratorischen Sinusarrhythmie, die sympathische Aktivierung, die respiratorische Sinusarrhythmie selbst hingegen die parasympathische Aktivierung wider. Es wird angenommen, dass die Suppression der HRV bei gleichzeitiger Suppression der Sinusarrhythmie auf eine reduzierte vagale, d. h., parasympathische Innervation des Herzens zurückzuführen ist (siehe Mulder & Mulder, 1981).

Auch bei der HRV spielen Umgebungsbedingungen im Sinne des Untersuchungsrahmens (Labor- vs. Felduntersuchungen) eine bedeutsame Rolle. Bei Vergleichen von realen und Simulationsflügen stellt Jorna (1993) fest, dass eine solche Vergleichbarkeit nicht als gegeben angenommen werden kann, da sich beispielsweise die Herzrate in simulierten Flugszenarien kaum änderte (Fehlen von realen Risikofaktoren). Diese Ansicht wird jedoch von Veltman (2002) nicht geteilt, da er auch unter simulierten Bedingungen Differenzierungen zwischen verschiedenen Flugsegmenten feststellen konnte.

Was die Verwendung kardiovaskulärer Maße insgesamt anbelangt, so empfehlen Wilson und Eggemeier (1991), mehrerer dieser Maße (z. B. Herzrate und HRV) gleichzeitig zu erheben, um festzustellen, welches der Maße sich für welchen Kontext am besten eignet. Nur so ist es möglich, die komplexen Beziehungen dieser Maße zur mentalen Beanspruchung differenziert darstellen zu können.

1.6.3.3 Atmung

Die Atmung ist in Verbindung mit mentaler Beanspruchung nur selten systematisch untersucht worden (Manzey, 1998). Meist dient ihre Erfassung zur Kontrolle der in Abschnitt 1.6.3.2.2 beschriebenen Sinusarrhythmie oder von Artefakten bei der elektrodermalen Aktivität (Boucsein, 2006; Schneider, Schmidt, Binder, Schaefer & Walach, 2003). Am häufigsten werden als Parameter die Atemfrequenz und Atemtiefe (Atemzugvolumen, Atemminutenvolumen) herangezogen, wobei in Ruhe eine tiefe Atmung mit niedriger Frequenz, bei erhöhter mentaler Beanspruchung hingegen eine höhere Atemfrequenz mit flacher Atmung beobachtet werden kann. Auch emotionale Erregung und physische Beanspruchung können diese Atemparameter in ähnlicher Weise verändern (Manzey, 1998; Roscoe, 1992). Allerdings konnten Backs, Ryan und

Wilson (1994) bei einer Trackingaufgabe mit unterschiedlichen Schwierigkeitsabstufungen sowie niedrigen und hohen Störeinflüssen zeigen, dass sowohl Atemfrequenz als auch -tiefe mit zunehmender Schwierigkeit anstiegen, wenn gleichzeitig erhebliche Störeinflüsse bei Bearbeitung der Trackingaufgabe vorlagen. Bei geringen Störeinflüssen blieb die Atemtiefe gegenüber Baseline-Messungen unverändert. Dies zeigte sich auch in einer Folgestudie unter Verwendung einer auditorischen Sekundäraufgabe (Bucks, 1997). Wientjes (1992) konnte keine Differenzierung der Aufgabenschwierigkeit bei Gedächtnisaufgaben anhand der Atemfrequenz feststellen; hier erwies sich die Atemtiefe als das sensitivere Maß.

In der Luftfahrt konnte man in Studien eine erhöhte Atemfrequenz während Flügen mit verschiedenen Manövern beobachten, wohingegen routinemäßige Flugsequenzen mit herabgesetzter Atemfrequenz einhergingen (Wilson & Eggemeier, 1991). Ebenso zeigte sich bei Multitasking-Aufgaben eine höhere Atemfrequenz im Vergleich zu Einzelaufgaben (Fournier, Wilson & Swain, 1999). Somit ist eine Abgrenzung der Beanspruchung während eines Fluges gegenüber Baseline-Messungen anhand der Atmung möglich (Scerbo et al., 2001; Veltman, 2002). Zur Erfassung kann ein Atemgurt verwendet werden, der das Heben und Senken des Brustkorbs durch Dehnungssensoren (sog. Piezo-Technik) registriert. Allerdings setzt dies wiederholte umfangreiche Eichmessungen voraus, was bei der Anwendung im Feld umständlich ist (Wientjes, 1992). Ein weiteres Problem bei der zuverlässigen Erhebung von Atemparametern ist die Anfälligkeit für Sprech- und Bewegungsartefakte (Wilson & Eggemeier, 1991; Manzey, 1998). Des Weiteren besteht die Möglichkeit, über Nasenthermistoren die Atemfrequenz sowie die Ein- und Ausatemzeit zu bestimmen (Boucein, 2006). Für eine vollständige Erfassung ist allerdings eine Atemmaske zu empfehlen, was zusätzlich die Analyse des CO₂-Gehalts in der abgeatmeten Luft und damit Rückschlüsse auf den Sauerstoffbedarf des Körpers in Abhängigkeit von der erlebten mentalen Beanspruchung erlaubt. Allerdings ist die Verwendung von Atemmasken im Feld, außer bei Kampffjetpiloten, eher unüblich und führt zudem zu einer Beeinträchtigung der Teilnehmer.

Insgesamt ist die Atmung als psychophysiologische Variable eher problematisch zu sehen, was Diagnostizität und Sensitivität betrifft, vor allem aufgrund der beachtlichen Konfundierung von Atemfrequenz und -tiefe (Manzey, 1998; Scerbo et al., 2001).

Gerade im Bereich reduzierter Vigilanz hat sich die Atmung als inkonsistentes Maß erwiesen (Parasuraman, 1984; zit. nach Satchell, 1993). Darüber hinaus kann die Atmung willentlich beeinflusst werden, was vor allem dann problematisch ist, wenn der Proband infolge von Erwartungseffekten gewisse Vorstellungen darüber hat, welche Art der Atmung in welchen Versuchsabschnitten zum Tragen kommen soll. Außerdem können Aussagen über die Atemtiefe aufgrund der Amplituden meist nur im Rahmen intraindividuelle Vergleiche getroffen werden. Hierbei spielt auch die Art der Atmung – Brust- oder Bauchatmung – eine wichtige Rolle, weil die Platzierung eines Atemgürtels davon abhängig ist (Schandry, 1998).

1.6.3.4 Weitere psychophysiologische Maße

Der Vollständigkeit halber wird nachfolgend kurz auf weitere psychophysiologische Maße eingegangen, die in Verbindung mit mentaler Beanspruchung und Vigilanz ebenfalls von Bedeutung sind, jedoch in der vorliegenden Dissertation keine Anwendung finden.

1.6.3.4.1 Okulomotorische Parameter

Hierzu zählen Augenbewegungen, Lidschlagfrequenz und Pupillenweite, welche ebenfalls als Indikatoren mentaler Beanspruchung und nachlassender Vigilanz herangezogen werden können. Hierbei ist die Lidschlagfrequenz in Verbindung sowohl mit perceptiven Aspekten mentaler Beanspruchung als auch emotionaler Beanspruchung von Bedeutung (Boucsein, 2006; Manzey, 1998). Sie wird, wie auch die Augenbewegungen, mit Elektroden und/oder einer Videokamera aufgezeichnet, wobei letzteres Verfahren die Pupillenweite zusätzlich erfassen kann. Eine beispielhafte Feldanwendung findet sich im Automobilbereich zur Erkennung von „*micro sleeps*“ und Warnung des Autofahrers (vgl. Abschnitt 1.4.4.2). Im Bereich der Luftfahrt ergaben mehrere Studien, dass Piloten eine abnehmende Lidschlussfrequenz und -dauer mit zunehmender visueller Beanspruchung zeigten (z.B. Wilson et al., 1987; siehe auch Kramer, 1991, und Wilson & Eggemeier, 1991). Allerdings gibt es auch Studien, die eine Zunahme der Lidschlagfrequenz mit erhöhten Navigationsanforderungen bei einer Flugsimulationsaufgabe zeigen (z. B. Wierwille, Rahimi, & Casali, 1985), was vermutlich darauf zurückzuführen war, dass die visuellen Verarbeitungsanforderungen während der Navigation weitgehend konstant blieben. Eine Zunahme der Lidschlagfre-

quenz tritt außerdem in Verbindung mit abnehmender Vigilanz sowie zunehmender emotionaler Beanspruchung auf (*affect-arousal*; Boucsein, 2006).

Die Auswertung von Augenparametern ist sehr aufwändig und sollte daher über mehrere Erfassungsmethoden erfolgen, um zutreffende Aussagen im Anwendungskontext machen zu können. Insgesamt betrachtet ist die Anzahl von Untersuchungen zu Lidschlussparametern zu gering, um die Sensitivität bzw. Diagnostizität für die mentale Beanspruchung eindeutig zu belegen. Dagegen ist die Befundlage zur Pupillenweite in Abhängigkeit vom mentalen Beanspruchungsgrad bei der Aufgabenbearbeitung deutlich breiter angelegt. Bei einer Zusammenschau von Untersuchungen zeigte sich, dass sich die Pupillen mit einer Latenzzeit von 100 bis 200 ms nach Darbietung einer Aufgabe kontinuierlich vergrößern und anschließend (ab ca. 700-1200 ms) wieder in den ursprünglichen Zustand zurückkehren (siehe Manzey, 1998). Nach Manzey (1998) ist die Pupillenweite insgesamt betrachtet zwar ein sensibler, jedoch eher globaler Beanspruchungsindikator, der sowohl perzeptive, kognitive als auch reaktionsbezogene Beanspruchungsunterschiede widerspiegelt.

1.6.3.4.2 *Elektromyogramm*

Die Muskelaktivität lässt sich mit Oberflächenelektroden z. B. im Bereich der Schulter- und Nackenmuskulatur als Korrelat der allgemeinen psychischen Beanspruchung erfassen (Boucsein, 2006; Manzey, 1998). Ableitungen des Elektromyogramms (EMG) an Gesichtsmuskeln geben im Speziellen Aufschluss über kognitive und emotionale Prozesse (z. B. bei der Evaluation von Konsumprodukten; siehe Boucsein, 2006), jedoch weniger über mentale Beanspruchungsprozesse. Z. B. konnten Backs und Seljos (1994) keinen signifikanten Zusammenhang zwischen dem Schwierigkeitsgrad mental beanspruchender Aufgaben und der EMG-Aktivität im Gesichtsbereich (m. frontalis und m. masseter) feststellen, da die EMG-Aktivität im Vergleich zu Baseline-Messungen keine signifikanten Veränderungen aufwies. Darüber hinaus wird von einer erhöhten Störanfälligkeit im unteren Dynamikbereich berichtet, so dass die Gültigkeit für ingenieurpsychologische Fragestellungen eher unklar ist (Boucsein, 2006).

1.6.3.4.3 *Pulsvolumenamplitude*

Die Pulsvolumenamplitude (PVA) als kardiovaskuläres Maß spiegelt Veränderungen im peripheren Blutvolumen wider, d. h., die Füllung peripherer Blutgefäße einer bestimmten Region mit Blut. Durchblutungsänderungen im umschriebenen Bereich können mit photoelektrischen Messverfahren wie der Plethysmographie erfasst werden. Bei Vasokonstriktion infolge sympathischer Erregung (z. B. bei mentaler oder emotionaler Belastung; Boucsein & Backs, 2000) nimmt das Blutvolumen ab, bei Vasodilatation hingegen zu. Die im PVA-Signal vorhandenen Volumenschwankungen folgen dem Rhythmus des Herzschlages und kommen durch wechselseitiges Ein- und Ausströmen der Blutmenge zustande. Die Differenz zwischen maximalem und minimalem Blutvolumen innerhalb eines Herzzyklus wird als die PVA bezeichnet (für eine ausführliche Darstellung siehe Schandry, 1998). Für Felderhebungen ist dieses Maß im Vergleich zur Herzrate eher ungeeignet, da es äußerst empfindlich auf Lageänderungen (Bewegungsartefakte) reagiert (Boucsein, 2006).

1.6.3.4.4 *Blutdruck*

Der Blutdruck gilt eher als globaler Beanspruchungsindikator und kann intermittierend über das Manschettendruck-Verfahren nach Riva-Rocci oder kontinuierlich mittels des FINAPRES-Verfahrens (über Rückkopplung geregelte Fingerpulsvolumenmessung) erfasst werden (Boucsein, 2006; Schandry, 1998). Wie bei der PVA, so ist auch die Blutdruckmessung für Felduntersuchungen nicht zu empfehlen, da sie ebenfalls sehr artefaktanfällig ist.

1.6.3.4.5 *Endokrines System*

Veränderungen im endokrinen System als Gradmesser der Aktiviertheit bzw. Beanspruchung lassen sich über die Untersuchung von Urin- und Speichelproben feststellen (Blutproben sind im ingenieurpsychologischen Bereich meist nicht durchführbar). Eine Adrenalin-Zunahme ist mit emotionaler Beanspruchung assoziiert („affect arousal“, Kurzzeitstress), wohingegen eine Noradrenalin-Zunahme sich eher auf muskuläre Beanspruchung bezieht. Eine Abnahme beider Katecholamine im Urin ist ein Indikator für eine allgemein reduzierte Aktiviertheit („general arousal“). Eine Cortisol-Zunahme im Speichel indiziert eine längerfristige emotionale Beanspruchung („affect arousal“, Langzeitstress) und dient zudem als Indikator mentaler Beanspruchung

(„effort“) und einer Adaptation an die Verschiebung in der circadianen Rhythmik (siehe Piloten auf Langstreckenflügen). Darüber hinaus lässt sich das schlafauslösende Hormon Melatonin im Speichel bestimmen (z. B. in Verbindung mit überlangen Arbeitszeiten, was bei Langstreckenflügen der Fall ist). Die Messung dieser Hormone ist einfach in der Durchführung, wobei eine kontinuierliche Erfassbarkeit allerdings nicht gegeben ist. Hinzukommt eine Abhängigkeit vom Tagesgang, wie es bei Cortisol der Fall ist.

Eine detaillierte Darstellung psychophysiologischer Indikatoren der Aktiviertheit und Beanspruchung nach ihrer Einsatztauglichkeit im Feld findet sich bei Boucsein (2006).

1.7 Grundsätzliches zur adaptiven Automatisierung

Vor dem Hintergrund der vorstehend betrachteten psychophysiologischen Maße zur Erfassung von Vigilanzstatus und mentaler Beanspruchung wird im Folgenden der Grundgedanke der adaptiven Automatisierung behandelt. Anschließend wird anhand von bereits vorliegenden Entwicklungen und Befunden aufgezeigt, wie psychophysiologische Maße in einem Regelkreislauf mit adaptiver Automatisierung eingebunden werden können.

1.7.1 Was ist adaptive Automatisierung?

Nach Rouse (1988, S. 431) beschreibt „Adaptive Automatisierung“ ein Mensch-Maschine-Gestaltungskonzept, das Tätigkeiten nur dann automatisiert, wenn die Umstände der Systembedienung dies erfordern. Liegen derartige Umstände nicht vor, behält der Mensch die manuelle Kontrolle und gleichzeitig auch den Überblick hinsichtlich ablaufender Systemprozesse. Nach Morrison und Gluckman (1994) bezieht sich adaptive Automatisierung auf jene Automatisierung, die als Reaktion auf sich ändernde Aufgabenanforderungen greift. Im Gegensatz zur traditionellen Automatisierung ist die adaptive Automatisierung bestrebt, das Situationsbewusstsein des Piloten (vgl. Abschnitt 1.3.3) sowie weitere Fähigkeiten durch Änderung der Aufgabenverteilung zwischen Bediener und System in Echtzeit zu regulieren (Rouse, 1977; Scerbo, 1996). Somit ist es Aufgabe der adaptiven Automatisierung, die Unterstützung des Systembedieners entsprechend seiner Bedürfnisse und Fähigkeiten so zu modifizieren,

dass sowohl menschliche als auch System-Ressourcen optimal genutzt werden. Gleichzeitig wird hierbei sichergestellt, dass der Bediener eine größtmögliche Kontrolle behält, jedoch nicht überwältigt wird, wenn die Anforderungen das menschliche Vermögen übersteigen (Rouse, 1991, S. 61). Nach Hilburn, Molloy, Wong und Parasuraman (1993) besteht das Ziel adaptiver Automatisierung darin, die Beanspruchung eines Systembedieners zu regulieren, wobei der Systembediener die ablaufenden Prozesse in Phasen mäßiger Beanspruchung selbst kontrolliert, diese Kontrolle jedoch für bestimmte Aufgaben in dem Moment an das System abtritt, sobald das optimale Beanspruchungsniveau überschritten wird. „Adaptiv“ heißt insbesondere, dass Änderungen im Grad der Automatisierung sowohl vom Bediener als auch vom System initiiert werden können (Hancock & Chignell, 1987; Morrison, Gluckman & Deaton, 1991; Rouse, 1976). Weitere Synonyme sind *adaptive function allocation*, *dynamic task allocation* oder *situation adaptive autonomy principle* (Inagaki, 1999, 2003a, 2003b; Inagaki & Johannsen, 1992).

Allerdings besteht zwischen adaptiver und dynamischer Funktionsallokation ein gewisser Unterschied, wie das folgende Beispiel verdeutlicht: Ein Pilot fliegt in nördlicher Richtung auf den Zielflughafen zu. Es sind bereits alle Einstellungen am Bordcomputer vorgenommen worden, um eine automatische Landung auf der vorgesehenen Landebahn durchzuführen. Plötzlich meldet der Fluglotse, dass die Landung auf dieser Landebahn wegen starker Seitenwinde nicht möglich sei und daher eine andere Landebahn angefliegen werden müsse. Hierfür muss der Pilot jedoch über den Flughafen hinwegfliegen, um den Landeanflug aus nördlicher Richtung vollführen zu können, was 10 min Verspätung und damit Zeitdruck bedeutet. Des Weiteren hat die neu zugewiesene Landebahn keine Navigationsausstattung, die einen automatischen Anflug erlauben würde. Darüber hinaus ist die Umgebung auch noch gebirgig, was die Landung zusätzlich erschwert. Da es jedoch keine Alternative gibt, bleibt dem Piloten nichts anderes übrig als auf manuellen Flugbetrieb umzuschalten. Hier findet nun eine dynamische Allokation vom Autopiloten zum Piloten statt, was aber keine adaptive Allokation darstellt. Diese nutzt Kriterien, um zu entscheiden, welche Funktionen umverteilt werden müssen, um eine bessere bzw. sichere Erfüllung der Aufgabe durch eine Beanspruchungsanpassung zu gewährleisten. Im oben erwähnten Beispiel trifft dies jedoch nicht zu, denn es ist für den Piloten sehr belastend, einen manuellen Landeanflug in einer gebirgigen Region unter Zeitdruck durchführen zu müssen. Die mentale

Beanspruchung ist hoch, das hochautomatisierte Cockpit bietet jedoch in diesem Moment keine Unterstützung (Inagaki, 2003a, S. 153).

Parasuraman, Mouloua und Hilburn (1999) unterscheiden des Weiteren zwischen adaptiver Hilfe (*adaptive aiding*) und adaptiver Aufgabenallokation (*adaptive task allocation*). Im ersten Fall soll eine bestimmte Aufgabenkomponente mit Hilfe der Automatisierung erleichtert werden, im zweiten Fall bezieht sich dies auf die gesamte Aufgabe. Adaptive Automatisierung weicht von der herkömmlichen statischen Automatisierung dahingehend ab, dass sie den Automatisierungsstatus einer Aufgabe autonom ändern und die funktionalen Charakteristika einer Aufgabe modifizieren kann, die ein Pilot ausübt. Die Beanspruchung des Piloten soll dahingehend angepasst werden, dass der Informationsfluss und die Aufgabenanforderungen so koordiniert werden, dass eine kontinuierliche und adäquate Umverteilung der Ressourcen des Piloten erfolgt (Morrison & Gluckman, 1994, S. 256). Ziel ist es demnach, den Bediener durch wechselnde Automatisierungsgrade in der Aufgabe involviert zu halten („*in the loop*“ – Inagaki, 2003a; Rouse, 1988).

1.7.2 Ursprung der adaptiven Automatisierung – Feedback-Systeme

Feedback-Konzepte haben den lebenden Organismus zum Vorbild, der sich selbsttätig reguliert. Bereits Bernard (1865; zit. nach Smith & Smith, 1987), Pflüger (1875; zit. nach Smith & Smith, 1987) und Fredericq (1887; zit. nach Smith & Smith, 1987) wiesen auf die Bedeutung biologischer Selbstregulationsprozesse hin. Der lebende Organismus ist derart beschaffen, dass er Störeinflüsse durch kompensatorische Aktivitäten neutralisieren bzw. reparieren kann (Fredericq, 1887; zit. nach Smith & Smith, 1987). Dieses Streben des Organismus nach einem Gleichgewicht mittels regulatorischer Prozesse bezeichnete Cannon (1932) als „Homöostase“. Der Feedback-Begriff als solches hat seinen Ursprung im Elektroingenieurwesen, wo er die automatische Kontrolle von maschinellen Abläufen bezeichnet. Wiener (1948) sprach in diesem Zusammenhang von Kybernetik (griech. *kybernetes* oder Steuermann). Wiener zufolge werden Verhalten und psychologische Mechanismen als Kontrollsysteme aufgefasst, welche – ähnlich wie selbstregulierende automatische Maschinen – Feedback nutzen, d. h., auf Umweltveränderungen hin korrigierende bzw. modulierende Handlungen/Reaktionen generieren und diese als Feedbackinformation zurückmelden.

Powers (1973; zit. nach Veltman & Jansen, 2004) postulierte hierzu die *perzeptuelle Kontrolltheorie*. Diese nimmt an, dass die Differenz zwischen einer geforderten Situation (Ziel) und den tatsächlichen Umständen (Sensorinformationen) für das adaptive Verhalten biologischer Systeme entscheidend ist. Ziele können auf mehreren Ebenen definiert werden, und das aus der Differenz resultierende Fehlersignal stellt oft die neue Zielsetzung für untergeordnete Systemebenen dar. Von diesem Prinzip ausgehend sieht Norman (1989, 1990) die Problematik hochautomatisierter Systeme: Es ist nicht die Automatisierung als solches, die eine gestörte Mensch-Maschine-Interaktion bedingt, sondern die fehlende Rückmeldung von Systemprozessen an den Bediener, wie es normalerweise in einem geschlossenen Regelkreis der Fall sein sollte.

Die Entwicklung adaptiver Systeme begann Anfang der 50er Jahre des vergangenen Jahrhunderts im Bereich der Luftfahrt (Åström, 1996), wurde aber vor allem in den 1970er Jahren vorangetrieben, einer Zeit, in der auch verstärkt Interesse für den Bereich der mentalen Beanspruchung gezeigt wurde (Tsang & Wilson, 1997). Grundgedanke hierbei war die Frage, wie die gerade aufkommenden, auf *Künstlicher Intelligenz* basierenden Systeme mit dem menschlichen Bediener interagieren sollten (Rouse, 1988). Maßgeblich war ein von der amerikanischen Air Force gefördertes Projekt an der Universität von Illinois, welches sich mit der Anwendung *Künstlicher Intelligenz* in Verbindung mit der Automatisierung von Cockpits beschäftigte, insbesondere im Zusammenhang mit modernen Kampfflugzeug-Cockpits (das sog. „*Pilots Associate*“-Programm). Hierbei entdeckte man das Auftreten eines Konflikts zwischen menschlicher und *Künstlicher Intelligenz*. Hierzu ein Beispiel: Im Zuge der Diagnose und Behebung eines bestimmten Systemausfalls könnten Pilot und Bordcomputer zu widersprüchlichen Entscheidungen kommen, was kontraproduktive Maßnahmen nach sich zöge. Dies erfordert eine Einbeziehung menschlichen Verhaltens und Entscheidens in die Entwicklung automatisierter Systeme. Das NASA Ames Research Center nahm sich als erste Institution dieser Problematik an, wie es eine Reihe von technischen Berichten belegt (Näheres siehe Abschnitt 1.8.2.1). Die ersten Untersuchungen basierten auf einem Zwei-Server-Reihenmodell (*two server queueing model*) einer Mensch-Computer-Interaktion in Multitasking-Situationen. D. h., der Mensch und der Computer teilten sich die Bearbeitungszeit nach Priorität, wobei als Gradmesser der Leistung die zeitlichen Verteilungen sowie Fehlerwahrscheinlichkeiten herangezogen

wurden (Rouse, 1980). Der erste umfassende Ansatz wurde 1981 von Rouse im Bereich von Flugmanagementaufgaben eingeführt.

Bereits Wiener (1973) führte eine Untersuchung durch, in der mittels eines geschlossenen selbstregulierenden kybernetischen Systems dem Nachlassen von Vigilanz entgegengewirkt werden sollte. Dies geschah durch kritische Signalamplituden wechselnder Stärke: Die Amplitude des kritischen Signals nahm zu, wenn die Leistung unterhalb eines zuvor bestimmten Schwellenwertes fiel, und nahm ab, wenn die Leistung über den definierten Schwellenwert hinausging. Die Ergebnisse legten nahe, dass das Leistungsniveau in der adaptiven Bedingung auf einem konstanten Niveau gehalten werden konnte, wohingegen in der nicht-adaptiven Bedingung Leistungseinbußen zu verzeichnen waren.

Reising (1985) beschrieb ein „*Physiological Control and Monitoring System (PCMS)*“ im Rahmen eines symbionischen Cockpits. Die Bezeichnung „symbionisch“ bezieht sich auf ein System, in welchem ein biologischer Organismus (z. B. der Pilot) und ein intelligent gesteuertes System (das „elektronische Bordmitglied“) als Ganzes zusammenwirken, wobei der Erfolg dieser „Symbiose“ entscheidend von der Interaktion des Piloten mit dem System abhängt. Hierbei wurde einem Piloten ein intravenöser Katheter an der oberen Hohlvene gelegt, an dessen Ende sich eine Glaselektrode befand, die möglichst im Blutstrom nahe des Herzens liegen sollte. Jede Minute wurde während des Fluges auf elektrochemischem Wege ein Puls ausgelöst, der den Computer kontinuierlich über den körperlichen Zustand des Piloten informierte. Dieser Computer war außerdem so programmiert, dass er direkt Informationen wichtiger Cockpitinstrumente erhielt und zusammen mit den physiologischen Daten den Vigilanzzustand der Person erfassen konnte. Wenn aufgrund des Instrumentenstatus vermehrt Aufmerksamkeit erforderlich war, wurden über den Katheter Medikamente zugeführt, die den Piloten entsprechend aktivieren sollten. Waren während des Fluges für längere Zeit keine Aufgaben zu erfüllen, triggerte der Computer die Gabe von Barbituratderivaten, damit der Pilot schlief. Nach einem 6 bis 7 Tage dauernden Flug gab der Pilot an, dass er 65 % der Flugzeit schlafend zubrachte.

Konkrete Untersuchungen wurden vom NASA Ames Research Center anhand zentralnervöser Parameter und daraufhin auch mit der HRV als peripherphysio-

logischem Maß durchgeführt (Befunde siehe Abschnitt 1.8.2.1). Einen Ansatz zur adaptiven Automatisierung in Verbindung mit der EDA lieferten Nishimura und Nagumo (1985), die das Hautpotenzial als Leistungsfeedback-Größe verwendeten, um die Aktiviertheit aufrechtzuerhalten und Fehler bei der Aufgabenbearbeitung zu reduzieren. In ähnlicher Weise untersuchten auch Yamamoto und Isshiki (1992) bzw. Isshiki und Yamamoto (1994) die Hautimpedanz als Feedbackgröße bei aufkommender Schläfrigkeit (*drowsiness*).

Ohsuga, Shimono und Genno (2001) haben ebenfalls ein Modell entwickelt, anhand dessen phasische Arbeitsbelastung unter Verwendung autonomer Parameter erfasst und moduliert werden kann. Parameter wie Herzrate, Blutdruck, HRV und Atemfrequenz wurden jeweils unter einer monotonen und zusätzlich emotional belastenden Bedingung erfasst und an ein Kontrollsystem weitergeleitet. Wenn dieses System anhand des physiologischen Reaktionsmusters Stresszustände feststellte, wurde der Proband aufgefordert, seine subjektive Einschätzung der Situation abzugeben. Gleichzeitig konnte anhand einer Videoüberwachung sowohl das Arbeitsverhalten als auch der Gesichtsausdruck des Betreffenden erfasst werden.

Weitere Vorläufer der adaptiven Automatisierung stammen aus dem klinischen Bereich: Dort wird das sog. Biofeedback-Training zur Behandlung psychosomatischer Beschwerden wie essentieller Hypertonie (Shapiro, Mainardi & Surwit, 1977) sowie in der Therapie des Aufmerksamkeitsdefizit-Hyperaktivitäts-Syndroms (ADHS) eingesetzt. Aus letzterer stammt auch der Einsatz sog. Engagement- bzw. Konsistenzindizes, welche aus den Frequenzbändern des Spontan-EEG berechnet und als Feedback-Kennwert verwendet werden (Cox, Kovatchev, Morris, Phillips, Hill & Merkel, 1998; Lubar, 1991; Lubar, Swartwood, Swartwood & O'Donnell, 1995; Streitberg, Röhmel, Herrmann & Kubicki, 1987). Darüber hinaus wird Neurofeedback auch bei der Behandlung von Epilepsie eingesetzt (Birbaumer, Rockstroh, Elbert et al., 1994; Rockstroh, Elbert, Birbaumer et al., 1993).

Auch im Anästhesie-Bereich wurde mit Hilfe eines geschlossenen Regelkreises die Dosierung von Propofol in Abhängigkeit von der Aktiviertheit des Patienten untersucht, wobei die Frequenzbänder des Spontan-EEG herangezogen wurden (Schwilden, Stoeckel & Schüttler, 1989). Die Idee, einen Feedback-Regelkreis im Anästhesiebereich

einzubinden, wurde nachfolgend von Bibian, Ries, Huzmezan und Dumont (2003) weiterverfolgt. Heute stehen dem Anästhesisten – neben dem konventionellen Narkosegasgemisch – intravenöse Narkotika (z. B. Propofol oder Remifentanyl) mit schnellem Metabolismus und rascher Elimination zur Verfügung, was eine kontinuierliche Beobachtung der Narkosemittelzufuhr und -dosierung (sog. Titrierung) erfordert unter Einbeziehung pharmakokinetischer/-dynamischer Aspekte bezüglich Nieren- und Leberfunktion, kardiovaskulärem Status, Alter und Körpergewicht des Patienten sowie synergetischer Effekte bei der Kombination von Hypnotika mit Opioiden. Anderenfalls können Narkosezwischenfälle, z. B. das Phänomen des intraoperativen Bewusstseins (*intraoperative awareness*; Tracy, 1993; zit. nach Bibian et al., 2003), auftreten. D. h., der Patient befindet sich augenscheinlich anästhesiert auf dem OP-Tisch, erlebt jedoch alle Einzelheiten des operativen Eingriffs bewusst mit, was aufgrund der befürchteten bzw. tatsächlich erduldeten Schmerzen ein schweres psychisches Trauma darstellt (Auftrittensrate: 0,01 % nach Jones, 1994; zit. nach Bibian et al., 2003). Eine kontinuierliche Regelung der Narkosemitteldosierung über einen geschlossenen Regelkreislauf ist daher naheliegend. Bibian et al. (2003) führen verschiedene Möglichkeiten des Einsatzes physiologischer Maße an, die als Grundlage einer Regelung der Narkosezufuhr dienen können, wie z. B. die Bestimmung der Frequenzanteile des Spontan-EEG mittels Powerspektralanalyse (wie bei Schwilden et al., 1989), die Verwendung ereigniskorrelierter Potenziale (ERPs) oder seit neuem auch der HRV als peripherphysiologischem Maß. Hierbei betonen Bibian et al., dass ein Closed-Loop-Anästhesiekreislauf keinesfalls den Anästhesisten ersetzen kann oder soll. Primäres Ziel ist die Entlastung des Anästhesisten durch ein solches adaptives System, so dass er sich voll und ganz auf etwaige Zwischenfälle wie z. B. ein Herz-Kreislauf-Versagen konzentrieren kann. Hierbei ziehen die Autoren Parallelen zwischen dem Anästhesisten und einem Piloten: Nach Abheben des Flugzeugs (analog dazu die Induktionsphase in der Anästhesie) ist es Aufgabe des Piloten, das Flugzeug auf Kurs und Höhe zu halten (analog dazu die Überwachung der Schlaftiefe, Schmerzblockade und Muskelrelaxation in der Anästhesie). Simanski, Kähler, Pohl, Hofmockel, Friedrich und Lampe (2003) haben mittels elektromyographischer Messungen (Bestimmung der Muskelrelaxation bei der neuromuskulären Blockade) einen geschlossenen Regelkreis zur Regulierung der Anästhesietiefe konstruiert. Neuere Muskelrelaxanzien haben ebenfalls eine derart kurzfristige Wirkung, dass sie kontinuierlich über die Dauer der Operation weiterverab-

reicht werden müssen, um eine konstante neuromuskuläre Blockade sicherzustellen, die dem Chirurgen den operativen Eingriff erleichtert.

Weitere Ansätze aus dem biomedizinischen Bereich finden sich z. B. im Rahmen der adaptiven Kontrolle des arteriellen Blutdrucks (Martin, Schneider, Quinn & Smith, 1992) oder auch in der Intensivmedizin, wo mittels eines intelligenten Beobachtungssystems signifikante Veränderungen im Trend der physiologischen Daten von unwesentlichen physiologischen Schwankungen differenziert werden können (Huzmezan, 2000).

1.7.3 Adaptive Allokationsstrategien

Algorithmen, anhand derer Aufgaben im Wechsel dem System oder dem Bediener zugewiesen werden, können auf (1) kritischen Ereignissen in der Umgebung, (2) den Belastungsgrad des Systembedieners, (3) Leistungsmaßen, (4) physiologischen Maßen, (5) einer Leistungsmodellierung oder (6) einer Kombination der vorstehenden Kriterien (sog. Hybridmodelle) basieren (Morrison & Gluckman, 1994; Parasuraman, Bahri, Deaton, Morrison & Barnes, 1992; Rouse, 1988; Scerbo, 1996; Wickens, 1992).

Inagaki (2003a) unterscheidet drei Klassen von Automatisierungs-Aufrufstrategien, die sich an den vorstehend aufgezählten Kriterien anlehnen :

- (a) **Kritische-Ereignis-Strategie:** Hier findet eine Funktionsallokation dann statt, wenn bestimmte Ereignisse im Mensch-Maschine-System eintreten, meist dann, wenn der Bediener völlig überfordert ist und ein Teil der Aufgaben zur Entlastung vom System übernommen werden.
- (b) **Eine auf Messungen beruhende Strategie:** Hier wird die Beanspruchung kontinuierlich (*moment-to-moment*) erfasst, was den Umstand berücksichtigt, dass sich diese während verschiedener Arbeitsphasen sehr schnell ändern kann. Da in diesem Bereich jedoch mit hohen interindividuellen Unterschieden hinsichtlich mentaler Beanspruchung zu rechnen ist, ist ein Algorithmus für den Durchschnitts-Bediener zur adaptiven Funktionsallokation unbrauchbar, d. h., für jeden Bediener müsste individuell ein Algorithmus entwickelt werden, der mit den Stärken und

Schwächen der jeweiligen Person kompatibel ist (Parasuraman et al., 1992). Zur Anpassung der Funktionsallokation können z. B. psychophysiologische Maße herangezogen werden, da diese kontinuierlich aufgezeichnet und sogar online ausgewertet werden können. Das ist vor allem dann von Vorteil, wenn ein Bediener einer vorwiegend überwachenden Tätigkeit nachgeht, bei der kaum sichtbare Reaktionen des Betreffenden zu erwarten sind.

- (c) **Modellbasierte Strategien:** Auf analytischer Ebene fungieren modellbasierte Verfahren. Aus der Leistung des Bedieners hergeleitete Modelle können zur Schätzung laufender und künftiger Bediener-Zustände herangezogen werden, um so abzuschätzen, ob die Arbeitsbelastung des Bedieners zu hoch ist. Solche Aspekte müssen in der Konstruktion von Mensch-Maschine-Systemen berücksichtigt werden. Hierzu stehen seit einiger Zeit Software-Lösungen zur Verfügung, mit denen arbeitsteilige Abläufe zwischen Mensch und System simuliert werden können, z. B. das Programm „WinCrew“ (Archer & Lockett, 1997), das vom „U.S. Army Research Laboratory’s Human Research and Engineering Directorate (ARL-HRED)“ entwickelt worden ist. Hierbei handelt es sich um eine Software zur Modellierung von Ereignissimulationen, mit Hilfe derer in dynamischer Weise Aufgabenallokationen zwischen Mensch und System vorgenommen und auch unter Umständen zuvor definierte Bewältigungsstrategien zur Verfügung gestellt werden, wenn der Bediener überfordert ist.

Im Strategievergleich dieser drei Möglichkeiten sieht Inagaki (2003a) die auf kritischen Ereignissen basierende Strategie als die unkomplizierteste Herangehensweise, sofern die kritischen Ereignisse klar definiert sind. Es müssen weder Modelle erzeugt noch Messungen vorgenommen werden, allein das Auftreten eines kritischen Ereignisses ist schon ein Kriterium dafür, ob es zu einer Funktionsallokation kommt. Aus solchen Ereignissen heraus kann allerdings die Arbeitsbelastung für den Menschen nur teilweise bzw. implizit erschlossen werden, womit die messungsbasierten Strategien deutlich im Vorteil sind. Veränderungen der mentalen Beanspruchung sind z. B. anhand psychophysiologischer Messungen kontinuierlich erfassbar. Allerdings könnte eine solche Vorgehensweise bei manchen Bedienern auf Widerstand stoßen, da sie nicht während ihrer gesamten Tätigkeit mit Messvorrichtungen verkabelt sein möchten. Ein weiteres Argument gegen derartige Messungen sind die in der Regel hohen Anschaf-

fungskosten für messtechnisches Equipment bzw. dessen Empfindlichkeit gegenüber punktuellen Fluktuationen in der Beanspruchung des Bedieners. Darüber hinaus setzt die Messung unter Umständen erst nach einem Zeitpunkt ein, zu dem bereits eine adaptive Allokation vonnöten gewesen wäre.

Eine modellbasierte Vorgehensweise ist dann von Nutzen, wenn auch ein zuverlässiges Modell vorliegt. Dieses Modell müsste aber dann interindividuelle Unterschiede berücksichtigen, da es – so Inagaki (2003a, 2005) – nicht den einheitlichen Algorithmus gibt, der auf die Bedürfnisse aller Bediener gleichermaßen anspricht bzw. unter allen Bedingungen effektiv ist. Bereits Rouse (1988) merkte an, dass die rein modellbasierte Herangehensweise in realistischen komplexen Anwendungen impraktikabel sei. Seiner Ansicht nach sind Modellansätze nötig, die online und ausgehend von Vergleichen zwischen Aufgabenanforderungen und zur Verfügung stehenden sensomotorischen und Informationsverarbeitungs-Ressourcen Leistungsvorhersagen treffen können. Nach Hancock, Chignell und Loewenthal (1985a, S. 627) besteht zwar ein Verständnis über menschliche Kognition auf abstrakter Ebene, aber es ist schwierig, menschliche Verhaltensweisen in bestimmten Situationen vorherzusagen.

1.7.4 Der Umgang mit adaptiver Automatisierung

Nach Moray, Inagaki und Itoh (2000, S. 55) stellt sich die Frage, wie die Aufgabenverteilung in der Mensch-System-Interaktion, gemessen an der Sheridan-Verplank-Stufen der Automatisierung (siehe Abschnitt 1.2.4.1), realisiert und implementiert werden kann. Wie schon in Abschnitt 1.2.4.1 behandelt, ist diese Frage schwierig zu beantworten, da Einflussfaktoren wie Komplexität, Schwierigkeit und Dynamik der Aufgabe eine wichtige Rolle spielen. Rouse (1994, S. 30) postulierte hierzu sein erstes Gesetz zur adaptiven Unterstützung, demzufolge Bedingungen eintreten können, unter denen Computer in das Geschehen eingreifen und die Ablaufkontrolle übernehmen. Dagegen ist es unzulässig, automatisierte Aufgaben vorübergehend an den Bediener des Systems zurückzugeben. Dass der Mensch zeitweilig die Systemkontrolle übernimmt, ist nur dann sinnvoll, wenn er sich in einem Zustand geringer oder mäßiger Beanspruchung befindet. Auf diese Weise würde man verhindern, dass das System in Zeiten erhöhter Beanspruchung plötzlich ausfällt (Parasuraman et al., 1996). Adaptive Aufgaben-Allokation darf nicht als Allheilmittel für Probleme aufgefasst werden, die

mit der System-Automatisierung einhergehen (Parasuraman, 1993). Sie kann auch Probleme verursachen, wenn sie derart implementiert wird, dass der menschliche Bediener im Ungewissen darüber ist, was das System macht bzw. was es von ihm erwartet (Billings & Woods, 1994). Des Weiteren wirkt adaptive Automatisierung dann kontraproduktiv, wenn auch der Bediener adaptiv ist. Zustandsänderungen sind oftmals das Ergebnis einer erfolgreichen Adaptation des Bedieners an veränderte Anforderungen. Wenn nun die Aufgaben vom Bediener an das System zurückgegeben werden, obwohl der Bediener die Aufgabe gerade hervorragend ausführt, wird sich durch diese Aufgabenallokation keine Leistungssteigerung ergeben. D. h., ein adaptives System und ein adaptiver Bediener passen nicht zusammen. Ein adaptives System arbeitet nur dann einwandfrei, wenn es in den Momenten Aufgabenallokationen vornimmt, in denen sich der Bediener den wechselnden Aufgabenanforderungen nicht weiter anpassen kann (Veltman & Jansen, 2004, S. 10).

Darüber hinaus gibt es Systembereiche, in denen es eher angebracht ist, diese aufgrund menschlicher Leistungsgrenzen zu automatisieren, z. B. in der Raumfahrt (Parasuraman et al., 1996). Auch systemtechnisch betrachtet gibt es „harte“ Grenzen, die sicherstellen sollen, dass ein System (z. B. ein Flugzeug) weiterhin reibungslos arbeitet, was durch ein Eingreifen des Piloten gefährdet werden könnte (Billings, 1997). Z. B. ist es im Airbus durch Sicherungsvorrichtungen nicht möglich, kritische Geschwindigkeits- und Höhenbeschränkungen zu überschreiten, was ansonsten zu einem *stall* (Strömungsabriss infolge eines überzogenen Steigflugs mit erheblichem Geschwindigkeitsverlust) oder anderem unsicheren Flugverhalten der Maschine führen würde (siehe Sheridan, 1997b). Allerdings wird auch darauf hingewiesen, dass adaptive Automatisierung in manchen Fällen das Prinzip der bedienerzentrierten Automatisierung verletzt, da doch der Mensch letzten Endes derjenige sein sollte, der die Entscheidungen trifft (Woods, 1989; Billings, 1991, 1997). Nach Ansicht von Billings (1997, S. 210) wird die Diskussion zu diesem Thema weiter anhalten, da man auf empirischer Basis nicht einwandfrei belegen kann, welche der „Philosophien“ nun die zutreffende ist. Ein Beispiel für diesen Entscheidungskonflikt ist der Startabbruch wegen eines Triebwerksausfalls (Inagaki, 2005): Während des Anrollens in der Startphase fällt eines der Triebwerke aus. Der Pilot muss nun entscheiden, ob er den Start fortsetzt (Go) oder abbricht (NoGo). Hierbei gibt es folgende Entscheidungsregel: Der Start wird vom Piloten abgebrochen, wenn eine bestimmte kritische Geschwindigkeit noch nicht erreicht worden ist (V 1, auch

„*take off decision speed*“ genannt). Sollte die Geschwindigkeit über V_1 liegen, wird der Start fortgesetzt, d. h., das Flugzeug hebt anschließend ab. Allerdings kann auch der Grenzfall eintreten, dass sich das Flugzeug nahe der kritischen Geschwindigkeit befindet und der Pilot möglicherweise zögert, eine Entscheidung darüber zu treffen, ob das Triebwerk defekt ist oder nicht. Dann müsste nach Ansicht von Inagaki der Bordcomputer die Entscheidung fällen. Die beste Entscheidung liegt demnach in einer situationsabhängigen Mensch-Maschine-Arbeitsteilung, z. B. basierend auf kritischen Faktoren wie tatsächlicher und gewünschter Fluggeschwindigkeit, Zuverlässigkeit von Warnanzeigen und Reaktionsschnelligkeit des Piloten.

Ein weiteres Problem könnte in der Verwendung der erfassten Beanspruchungsindikatoren innerhalb eines adaptiven Systems bestehen. Oft spiegeln diese Parameter nicht nur Beanspruchung, sondern auch einen erfolgreichen Anpassungsprozess des Systembedieners wider. Wenn dann Aufgaben vom Bediener zum System umverteilt werden, könnte dies den Betroffenen verunsichern, was nicht zur Leistungsverbesserung beiträgt (Veltman & Jansen, 2004). Die adaptive Automatisierung könnte sich dann – wie die konventionelle Automatisierung – als träge und schwerfällig (*clumsy*) erweisen (Parasuraman, 2003).

1.8 Entwicklung eines geschlossenen Regelkreis-Systems mit adaptiver Automatisierung

1.8.1 Merkmale eines geschlossenen Regelkreises

Unter „Steuerung“ („*open loop*“; Sheridan & Ferrell, 1974) versteht man die Beeinflussung einer Größe ohne Rückmeldung an den Steuervorgang. Allerdings lassen sich die Verhaltensweisen komplexer dynamischer Prozesse häufig nur durch Strukturen erklären, in denen Rückkopplungen auftreten (Dörrscheidt & Latzel, 1993). Das Grundprinzip der „Regelung“ ist die Rückkopplung („*closed loop*“; Sheridan & Ferrell, 1974). Nach DIN 19226 wird „Regelung“ wie folgt definiert: „*Das Regeln oder Regelung ist ein Vorgang, bei dem eine Größe, die Regelgröße, fortlaufend erfasst, mit einer zweiten Größe, der Führungsgröße, verglichen und im Sinne der Angleichung an die Führungsgröße beeinflusst wird. Der sich daraus ergebende Wirkungsablauf findet im sogenannten Regelkreis statt*“ (zit. nach Heinrich, Berling, Thrun & Vogt, 2003, S.

215). Das Ausgangssignal eines Systems wirkt somit auf das Eingangssignal zurück und kann dadurch das Systemverhalten beeinflussen mit dem Ziel, etwaige Abweichungen vom Referenzwert zu minimieren (sog. *Servomechanismus*; Hancock, Chignell & Loewenthal, 1985a; Sheridan, 1997a; Sheridan & Ferrell, 1974; Smith & Smith, 1987). Diese Rückkopplung ist immer negativ, d. h., das Ausgangssignal wirkt dem Eingangssignal entgegen, was eine notwendige, aber nicht hinreichende Bedingung für die Stabilität eines Regelkreises darstellt. Unter Stabilität versteht man die Eigenschaft eines Regelkreises, aus einem schwingenden Verhalten nach einer gewissen Zeit zu einem stabilen Zustand zu gelangen, d. h., falls eine Schwingung vorliegt, muss sie eine abnehmende Amplitude aufweisen (Heinrich et al., 2003). Ein labiler Regelkreises führt dazu, dass das System in einen schwingungsfähigen Zustand übergeht, d. h., es zeigen sich verstärkt Oszillationen um den Sollwert, die aus dem Ruder laufen können, so dass die Regelung letzten Endes zusammenbricht (sog. *Resonanzkatastrophe*; siehe Billah & Scanlan, 1991). Ein instabiler Regelkreis kann unter anderem daher rühren, dass die Zeitspanne zwischen dem Einsetzen eines kritischen Ereignisses und der darauffolgenden Reaktion (sog. *Totzeit*; Heinrich et al., 2003) zu lang ist, was zum Problem des verzögerten Feedbacks infolge der gewählten Zeitkonstante führt (Simon & Smith, 1956).

Das zu regulierende System wird als Regelstrecke bezeichnet, der Systemzustand als Regelgröße (Istzustand), die wiederum durch Störgrößen von außen nachteilig beeinflusst werden kann. Zur Kompensation dieser Beeinflussung wird die Regelgröße (Istgröße) gemessen und das Signal mit der Führungsgröße (Sollwert) verglichen. Die Soll-Ist-Abweichung wird über den Regler durch die Stellgröße korrigiert, was z. B. über einen Kontrollrechner erfolgen kann. Die Stabilität und eine hinreichend kleine Regeldifferenz reichen jedoch meist nicht aus, um ein befriedigendes Verhalten des Regelkreises zu erzielen. Es muss auch das transiente Verhalten des Regelkreises, d. h., die Art und Weise, wie er auf eine Änderung von Führungsgröße oder Störgröße reagiert, berücksichtigt werden (Dörrscheidt & Latzel, 1993).

Die Funktionsweise eines geschlossenen Regelkreises lässt sich an einem alltäglichen Beispiel verdeutlichen (siehe Abb. 1.6): Ein Heizungsthermostat wird z. B. auf eine Raumtemperatur von 20° C voreingestellt, was den Bezugspunkt oder Sollwert darstellt. Wenn nun die Raumtemperatur unter diesen Sollwert fällt (z. B. 18° C), wird dies durch

den im Thermostat befindlichen Bimetallstreifen registriert, der als Komparator fungiert und infolge der Sollwertunterschreitung durch Änderung seiner Biegung einen Stromkreis schließt, wodurch das Einschalten der Heizung über einen Kontrollmechanismus initiiert wird. Sobald die Soll-Ist-Differenz wieder Null beträgt, wird die Heizung automatisch abgeschaltet (Dörrscheidt & Latzel, 1993; Kantowitz & Buck, 1983).

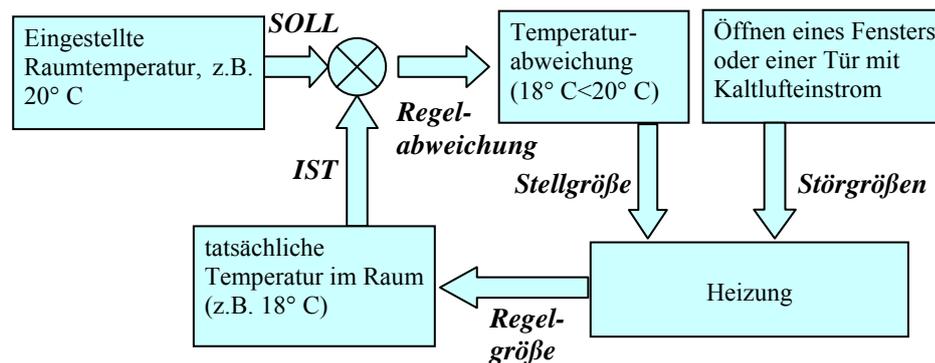


Abb. 1.6: Darstellung eines geschlossenen Regelkreises mit negativer Rückkopplung am Beispiel eines Heizungsthermostats

Allerdings gibt es auch Systeme, die sowohl ober- als auch unterhalb des Referenzwertes einen gewissen Spielraum aufweisen, bevor Änderungen erfolgen. Diesen Toleranzbereich bezeichnet man als Totbereich (*dead space*) oder Hysterese. Er soll verhindern, dass innerhalb eines Regelkreises fortlaufende Umschaltungen schon bei geringsten Abweichungen erfolgen (Kantowitz & Buck, 1983). Das angeführte Beispiel des Heizungsthermostaten bezieht sich auf eine sog. Zweipunkt-Regelung, bei der für die Stellgröße nur zwei Werte vorliegen: *Ein* und *Aus*, d. h., es gibt keine Zwischenstufen. Nachteilig ist hierbei der stoßartige Betrieb mit dem sprunghaften Einschalten der vollen Höhe der Stellenergie sowie das unvermeidbare Schwanken des Istwertes um den Sollwert (Heinrich et al., 2003). Für einen geschlossenen Regelkreis auf der Basis psychophysiologischer Maße ist eine derartige Zweipunkt-Regelung daher ungeeignet, so dass die Anforderungshöhe in abgestufter Weise variiert werden müsste, welche das Eingreifen des Piloten in unterschiedlichem Ausmaß erfordert.

In Abb. 1.7 wird die Regelung des Automatisierungsgrades anhand der Spontanfluktuationen (NS.SCRs) als Aktiviertheitsindikator einer Person demonstriert. Als Führungs-

größe (Sollwert) wird zunächst die mittlere Aktiviertheit des Betreffenden ermittelt. Anhand der nachfolgend aufgezeichneten elektrodermalen Aktivität mit unmittelbar darauffolgender Parametrisierung (zur Gewinnung der NS.SCRs als Regelgröße) wird ein Soll-Ist-Abgleich durchgeführt. Aufgrund der ermittelten Abweichung zwischen Regelgröße und Führungsgröße errechnet die Regeleinrichtung die Stellgröße. Diese Stellgröße muss so gewählt werden, dass sich die Regelgröße der Führungsgröße annähert (Heinrich et al., 2003), d. h., die Anforderungshöhe muss so reguliert werden, dass eine Soll-Aktiviertheit des Probanden/Piloten erreicht wird. Ein Beispiel für eine Stellgröße ist das Ausmaß der Anforderungen durch die Flugaufgabe. Auch Störeinflüsse müssen durch den Regelkreis „ausgeregelt“ werden (Heinrich et al., 2003). Darunter fallen im vorliegenden Kontext z. B. monotone Tätigkeiten, die Habituation physiologischer Maße mit Fortschreiten der Aufgabenbearbeitung oder Orientierungsreaktionen infolge überraschender Ereignisse.

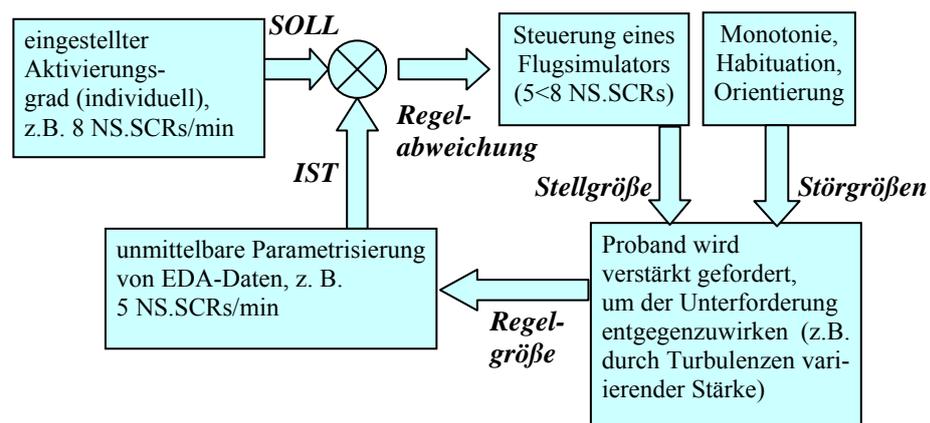


Abb. 1.7: Modell eines geschlossenen Regelkreises (closed-loop) am Beispiel der Regelung mittels elektrodermalen Aktivität

Für die Konstruktion eines Regelkreises zur adaptiven Automatisierung sind die vorstehend genannten Prinzipien eines geschlossenen Regelkreises unabdingbar. Welche Entwicklungsansätze sich hieraus bisher ergeben haben, wird im nachfolgenden Abschnitt beleuchtet.

1.8.2 Bisherige Entwicklungsansätze und Untersuchungen zur adaptiven Automatisierung

Jordan (1963) schlug eine Strategie der komplementären Aufgabenverteilung vor, bei der versucht wird, diejenigen Funktionen bzw. Aufgaben zu identifizieren, deren Bewältigung einen komplementären Zugang notwendig machen – sprich, Zusammenarbeit von Mensch und Maschine statt strikter Funktionsteilung. Eine Weiterführung dieses Ansatzes ist das Konzept des „*Knowledge-based adaptive man-machine system (KBAM)*“, einer von Chignell, Loewenthal und Hancock (1985) konstruierten Mensch-Maschine-Schnittstelle, die Teilaufgaben sowohl dem Menschen als auch der Maschine in Echtzeit dynamisch zuweist, je nachdem, welches Ergebnis der Abgleich zwischen verfügbarer Kapazität und momentanen Erfordernissen in Bezug zu einem Referenz- oder Sollwert bringt (siehe auch Loewenthal, Chignell & Hancock, 1985 sowie Hancock, Chignell & Loewenthal, 1985b). Der aus dem Abgleich resultierende Differenzwert wird von einem Komparator als Fehlersignal an einen Rechner zurückgemeldet, welcher die sog. „*loading strategy reasoner component*“ beherbergt. Das ist eine Datenbank, in der verschiedene Profile der Mensch-Maschine-Interaktion aufgrund von Erfahrungswerten abgespeichert sind, was auch Profile physiologischer Reaktionen des Bedieners als Ausdruck des mentalen Beanspruchungsgrades einschließen kann. Auf diese Weise erfolgt dann eine adaptive Allokation von Aufgaben zwischen Mensch und System. Grundgedanke hierbei ist der Umstand, dass Menschen, vereinfacht betrachtet, selbst wie geschlossene Regelkreise arbeiten. Wenn sie eine Abweichung vom Sollzustand, d. h., einen Fehler entdecken, ergreifen sie Maßnahmen, diesen Fehler zu berichtigen (*adaptability of the operator*; Veltman & Jansen, 2004). Diese menschliche Befähigung wird in hochautomatisierten Systemen meistens nicht berücksichtigt. Der menschliche Organismus hat sich in einer Umwelt entwickelt, welche den Erwerb von Fähigkeiten und Eigenschaften positiv verstärkt hat. Das schließt unter anderem die Fähigkeit ein, Muster und Anordnungen zu identifizieren mit dem Bestreben, die Stimuluskomplexität zu reduzieren, so dass die mannigfaltige perzeptuelle Umwelt den Erfordernissen menschlicher Informationsverarbeitung angepasst wird. Aufgrund dieser Eigenschaft menschlicher perzeptueller Informationsverarbeitung ist ein monotones invariantes Umfeld für den Menschen als nachteilig aufzufassen (Hancock, Chignell & Loewenthal, 1985a, S. 628; siehe auch Warm, 1984).

Ein dem KBAM ähnliches Modell ist das „*Cognitive Cockpit (CogPit)*“, welches sich den Bedürfnissen des Bedieners aufgrund physiologischer und verhaltensbezogener Messungen anpasst. Herzstück ist – wie beim KBAM – ein erfahrungsbasiertes System, das dem Bediener kontextsensitive Unterstützung bei Entscheidungen geben kann (Diethe, Dickson, Schmorrow & Raley, 2004).

Da die adaptive Automatisierung eine Online-Verarbeitung von Signalen in Echtzeit und kontinuierliche Extraktion der Parameter erfordert, müssen geeignete physiologische Maße herangezogen werden (Boucsein, 2006; Moray, Inagaki & Itoh, 2000). Bereits Donchin (1979) wies darauf hin, dass sich mentale Aktivitäten in elektrophysiologischen Signalen manifestieren, welche einem adaptiven System zugeführt werden können. Da sich Vigilanzänderungen anhand psychophysiologischer Arousalmaße des zentralen und peripheren Nervensystems zeigen (Scerbo et al., 2001, sprechen hierbei von einer sog. *hohen Bandbreite*) und diese zudem auch noch kontinuierlich aufgezeichnet werden können, liegt es nahe, diese als Grundlage für die Konstruktion eines adaptiven Systems heranzuziehen, das mittels physiologischer Daten Anpassungen vornimmt, die dazu beitragen, dass sich der Systembediener stets in einem optimalen Zustand mentaler Beanspruchung befindet (*optimal state of engagement*; Byrne & Parasuraman, 1996; Inagaki, 2003a; Hancock, Chignell & Loewenthal, 1985b; Loewenthal, Chignell & Hancock, 1985).

1.8.2.1 Untersuchungen der NASA zu einem biokybernetischen Regelkreis

Die ersten Untersuchungen, die sich konkret mit der Einbindung psychophysiologischer Maße in einem biokybernetischen Regelkreis auseinandersetzten, wurden vom NASA Ames Research Center durchgeführt. Ausgangspunkt war eine Untersuchung von Pope, Bogart und Bartolome (1995). Sie arbeiteten mit der *Multi-Attribute Task Battery* (MATB; modifiziert nach Comstock & Arnegard, 1992), einer flugsimulatorähnlichen Bedienoberfläche mit verschiedenen Teilaufgaben (Trackingaufgabe, Systemüberwachung und Ressourcenmanagement).

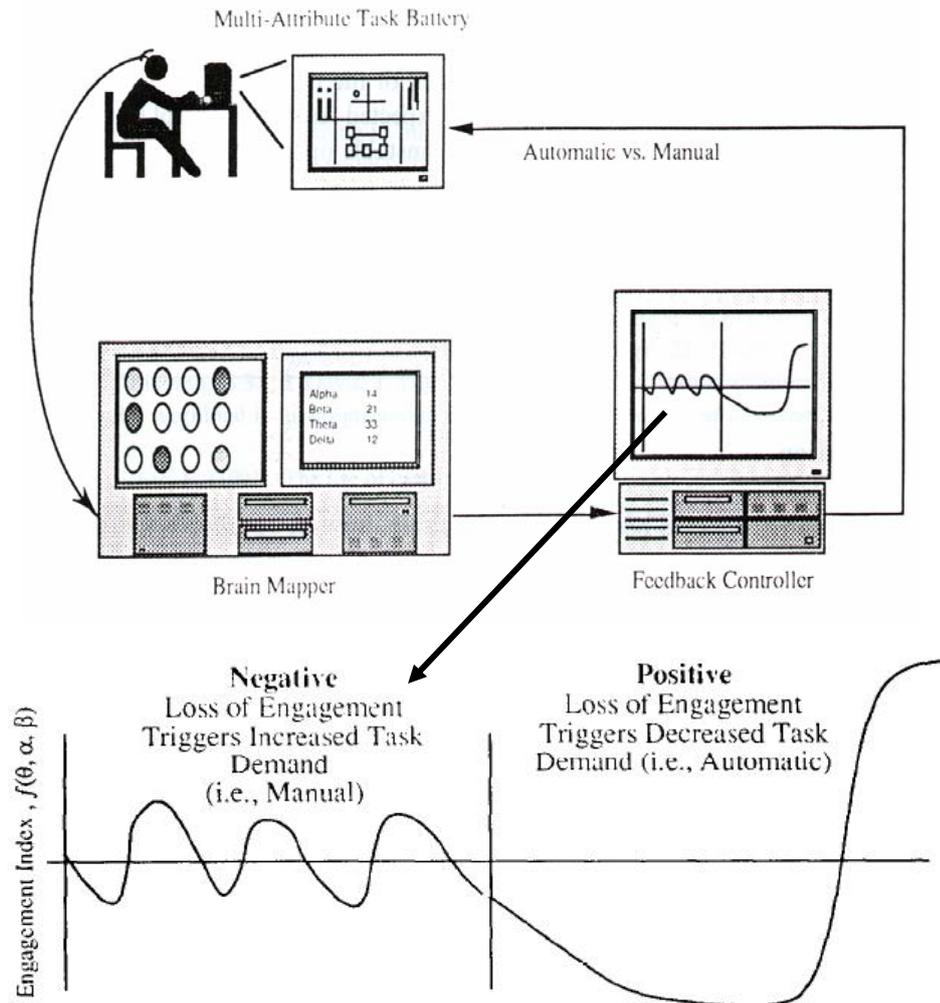


Abb. 1.8: Funktionsweise eines geschlossenen biokybernetischen Regelkreises nach Pope, Bogart und Bartolome (1995, S. 189) unter negativem und positivem Feedback

Das vom NASA-Forschungsteam verwendete geschlossene biokybernetische Regelkreismodell wurde entwickelt, um fortlaufend ein optimales Aufgabenallokations-Verhältnis zwischen Mensch (manuell) und System (automatisch) mittels hirnelektrischer Aktivität zu bestimmen (siehe Abb. 1.8). Bei dieser Vorgehensweise bearbeitet eine Person eine Reihe von Aufgaben, die auf einem Bildschirm dargeboten werden. Gleichzeitig wird mittels EEG die hirnelektrische Spontanaktivität aufgezeichnet. Diese wird an einen Rechner weitergeleitet, welcher die Spontanaktivität durch eine FFT (siehe Abschnitt 1.6.2.2) in Frequenzbänder zerlegt. Diese geben Auskunft darüber, wie stark eine Person in die Aufgabenbearbeitung involviert ist (sog. *task engagement*). Der Automatisierungsgrad der Aufgaben kann so variiert werden, dass alle, keine oder ein Teil der Aufgaben manuell bearbeitet werden müssen. Pope et al. (1995) überprüften nun – basierend auf den in Abschnitt 1.7.2 genannten Vigilanz- und Aufmerksamkeits-

forschungsarbeiten aus dem Biofeedback-Bereich – die Eignung unterschiedlicher Engagement-Indizes zur Erzielung einer optimalen mentalen Aufgabeninvolviertheit. Von den möglichen Indexkombinationen Beta/Alpha, Beta/(Alpha+Theta), Summe Alpha (T5 und P3)/Summe Alpha (Cz und Pz) und Alpha (O1)/Alpha (O2) erwies sich der Quotient Beta/(Alpha+Theta) als am besten geeignet, zwischen verschiedenen Engagement-Zuständen zu differenzieren. Vor allem gelang anhand dieser Indexkombination eine deutliche Unterscheidung zwischen negativen und positiven Feedback-Bedingungen. Bei negativem Feedback wurden Aufgabenteile bei einem hohen Engagement-Indexwert verstärkt automatisiert, bei niedrigem Indexwert hingegen erhielt der Bediener die manuelle Kontrolle teilweise oder ganz zurück. Bei positivem Feedback dagegen wurden bei hohem Engagement-Index dem Bediener weitere Aufgaben zur manuellen Kontrolle zugewiesen, bei niedrigem Wert hingegen erfolgte eine verstärkte Automatisierung, was dem Prinzip eines geschlossenen Regelkreises zuwiderläuft. Diese Aufgabenzuweisungen ergaben sich wie folgt: Die aus den EEG-Rohdaten extrahierten drei Frequenzbänder wurden anschließend an einen Kontrollrechner weitergeleitet und dort zum besagten Engagement-Quotienten kombiniert. Danach überprüfte ein Algorithmus auf dem Kontrollrechner anhand des resultierenden Indexwertes, ob die Person mental über- oder unterfordert war. Danach richtete sich der nachfolgend eingestellte Automatisierungsgrad bei der Aufgabenbearbeitung. Auf diese Weise konnte unter der negativen Feedback-Bedingung ein optimales Verhältnis von manuellen zu automatisierten Aufgabenkomponenten erreicht werden mit dem Ziel, sowohl einen stabilen Systemablauf als auch eine stabile mentale Aufgabeninvolviertheit des Bedieners sicherzustellen. Unter der positiven Feedback-Bedingung war dies erwartungsgemäß nicht der Fall (siehe Abb. 1.8).

Prinzel, Scerbo, Freeman und Mikulka (1997) konnten in einer Folgeuntersuchung die Befunde von Pope et al. (1995) replizieren und zusätzlich zeigen, dass die Leistung bei der Trackingaufgabe (Anzahl der Abweichungsfehler) im manuellen Modus unter negativem Feedback besser war im Vergleich zu positivem Feedback.

In einer weiteren Folgeuntersuchung von Freeman, Mikulka, Prinzel und Scerbo (1999) sollten die von Pope et al. (1995) verwendeten Engagement-Indexquotienten nochmals überprüft werden. Zusätzlich waren die Autoren daran interessiert, wie sich das adaptive System auf die Leistung der Teilnehmer bei Bearbeitung der Trackingaufgabe der

MATB auswirkt, was bei Pope et al. (1995) nicht untersucht worden war. Das dritte Anliegen war die Überprüfung des Kriteriums, anhand dessen die Umschaltungen zwischen manueller und automatischer Aufgabensteuerung erfolgen sollten. Darüber hinaus analysierten Freeman et al. (1999) die Länge der Zeitfenster für die psychophysiologische Messung (2 s vs. 20 s). Dabei stellten sie das von Pope et al. (1995) verwendete Steigungskriterium für die Automatisierungsaktivierung (d. h., ob der EEG-Indexwert im Vergleich zum vorangegangenen Zeitfenster zugenommen hatte) einem absoluten Kriterium gegenüber (d. h., ob der EEG-Indexwert im Vergleich zum Baseline-Niveau zugenommen hatte). Freeman et al. (1999) konnten die Ergebnisse von Pope et al. (1995) replizieren: Bei negativem Feedback wurde der Anteil automatisierter Vorgänge unter einem hohen Indexwert erwartungsgemäß erhöht, bei niedrigem Indexwert hingegen wurde die Trackingaufgabe verstärkt manuell bearbeitet. Die zusätzlich erfasste Leistung mittels des Abweichungsfehlers, d. h., der Abweichung von der Trackingspur, war unter negativem Feedback signifikant besser und stabiler (geringere Abweichung) als unter positivem Feedback, insbesondere dann, wenn das Absolutwertkriterium verwendet wurde. Das kleinere Zeitfenster von 2 s führte zu einer signifikant höheren Zahl von Umschaltungen, was auf die Leistung allerdings keinen signifikanten Einfluss hatte.

Freeman, Mikulka, Scerbo, Prinzel und Cloutre (2000) konnten die vorstehenden Befunde mit weitaus längeren Zeitfenstern stützen. Ausgangspunkt für ihre Studie war eine Untersuchung von Hadley, Mikulka, Freeman, Scerbo und Prinzel (1997), die Zeitfenster von 4 s und 40 s verglichen. In beiden Untersuchungen zeigte sich eine signifikante Interaktion von Feedback-Bedingung (negativ, positiv) und Aufgabenmodus (manuell, automatisch). Die Unterschiede zwischen Aufgabenmodus und Feedback-Bedingung waren bei Verwendung eines 4-s-Zeitfensters ausgeprägter, was mit häufigeren Umschaltungen und einer besseren Trackingleistung unter negativem Feedback einherging. Als Erklärung hierfür sahen Hadley et al. (1997) eine höhere Systemsensitivität gegenüber Engagementänderungen bei der Wahl eines kleinen Zeitfensters.

Neben der Leistungsmessung war das NASA-Forschungsteam auch an den Auswirkungen eines biokybernetischen Regelkreises auf die mentale Beanspruchung interessiert. Prinzel, Freeman, Scerbo, Mikulka und Pope (2000) untersuchten dabei zwei

Beanspruchungsbedingungen: Unter geringer Beanspruchung wurde die Trackingaufgabe von der MATB übernommen, die Überwachungsaufgabe und das Ressourcenmanagement verblieben beim Bediener. Unter hoher Beanspruchung mussten alle drei Aufgabenbereiche gleichzeitig manuell bearbeitet werden. Bei beiden Bedingungen wurde die Trackingaufgabe zwischen manuellem und automatischem Modus mittels des bekannten EEG-Engagement-Index hin- und hergeschaltet, wobei zusätzlich zwischen positivem und negativem Feedback unterschieden wurde. Prinzel et al. (2000) erwarteten, dass hohe Beanspruchung mit einer größeren Anzahl von Aufgabenallokationen zwischen Mensch und MATB einherging. Als subjektives Beanspruchungsmaß wurde der NASA-TLX eingesetzt (siehe Abschnitt 1.5.3.1). Wie bereits in den vorangegangenen Studien konnte auch hier gezeigt werden, dass unter negativem Feedback eine höhere Anzahl von Umschaltungen zu verzeichnen war und dass dies vor allem unter der hohen Beanspruchungsbedingung zutraf. Die Trackingleistung war unter negativem Feedback ebenfalls besser im Vergleich zu positivem Feedback, allerdings nur unter der geringen Beanspruchungsbedingung. Die NASA-TLX-Scores der subjektiv erlebten Beanspruchung waren unter hoher Belastung erwartungsgemäß hoch und bei geringer Belastung niedriger.

Ein weiterer Aspekt neben der Leistungs- und Beanspruchungserfassung war die Auswirkung einer längerdauernden Aufgabenbearbeitung auf die Vigilanz innerhalb eines biokybernetischen Regelkreises. Hierzu führten Mikulka, Hadley, Freeman und Scerbo (1999) eine Vigilanzaufgabe durch. Probanden wurden am Bildschirm wiederholt Linienpaarlinge dargeboten, wobei von Zeit zu Zeit Paarlinge mit längeren Linien eingeblendet wurden, die als die kritischen seltenen Ereignisse galten. Hierbei wurde die Auftrittsrates dieser kritischen Linienpaare manipuliert (6, 20 oder 60 Paarlinge innerhalb von 40 min). Es wurde erwartet, dass die Leistung bei hoher Auftrittsrates schlechter war als bei einer geringen Auftrittsrates. Verglichen wurde eine experimentelle Bedingung (Regelkreis mit adaptiver Automatisierung mittels Engagement-Index) mit einer Yoked-Control-Bedingung, wobei der Proband dieselbe Stimulusabfolge erhielt wie sein Gegenstück aus der Experimentalgruppe, allerdings ohne Berücksichtigung des EEG-Engagement-Index. Als wesentliches Ergebnis zeigte sich insgesamt ein Vigilanzrückgang bei allen Probanden über die 40 min dauernde Aufgabe, wobei dieser Rückgang in der Experimentalgruppe geringer war als in der Yoked-Control-Gruppe. In einer Folgestudie von Mikulka, Scerbo und Freeman (2002)

wurde neben negativem Feedback zusätzlich mit positivem Feedback gearbeitet, d. h., unter der jeweiligen Feedback-Bedingung gab es jeweils eine Experimental- und Yoked-Control-Gruppe. Erwartungsgemäß ging die Auftrittsrates der kritischen Linienpaarlinge unter negativem Feedback bei hohem Engagement-Index zurück, bei positivem Feedback hingegen nahm sie zu. Des Weiteren zeigte sich die Überlegenheit der negativen Feedback-Bedingung sowohl in der dazugehörigen Experimental- als auch Yoked-Control-Gruppe im Vergleich zu den beiden Gruppen in der positiven Feedback-Bedingung. In einem nächsten Schritt wurde von Scerbo, Freeman und Mikulka (2004) in einer ersten Sitzung dasselbe Design wie bei Mikulka et al. (2002) verwendet. Zusätzlich fand jedoch eine Woche später eine zweite Sitzung statt, die auf den Ergebnissen der ersten Sitzung basierte, in der die negative Feedback-Bedingung der positiven Feedback-Bedingung überlegen war, was die Entdeckungsleistung hinsichtlich abweichender Linienpaare betraf. In dieser zweiten Sitzung kam folgendes Design zur Anwendung: Alle Probanden aus der ersten Sitzung wurden nun zu Yoked-Control-Personen, wobei sich folgende Konstellationen ergaben:

- (1) Negatives Feedback in Sitzung 1, Yoked Control zur eigenen Stimulusabfolge aus der ersten Sitzung
- (2) Negatives Feedback Sitzung 1, Yoked Control zur Stimulusabfolge einer anderen Person aus der ersten Sitzung mit positivem Feedback
- (3) Positives Feedback in Sitzung 1, Yoked Control zur eigenen Stimulusabfolge aus der ersten Sitzung
- (4) Positives Feedback in Sitzung 1, Yoked Control zur Stimulusabfolge einer anderen Person aus der ersten Sitzung mit negativem Feedback.

Probanden aus Konstellation 2 zeigten anfangs eine gute Vigilanzleistung, welche jedoch im Laufe der 40-minütigen Aufgabe abnahm. In den letzten 10 min unterschied sich die Leistung dieser Gruppe nicht von der Gruppe aus Konstellation 3. Probanden aus Konstellation 4 zeigten zu Beginn eine vergleichbare Leistung wie die Probanden aus Konstellation 1. Obwohl ihre Leistung in der dritten 10-min-Sequenz vorübergehend nachließ, konnte zum Schluss hin kaum ein Leistungsunterschied zur Gruppe aus Konstellation 1 festgestellt werden. Zusammenfassend legen diese Ergebnisse nahe, dass auch hier die negative Feedback-Bedingung positivem Feedback überlegen war.

Freeman, Mikulka, Scerbo und Scott (2004) verwendeten in ihrer Vigilanzuntersuchung statt Linienpaarlingen einen Zielreiz (grünes K) unter einer variierenden Anzahl von 2, 5 oder 9 Distraktoren. Die Anzahl der Distraktorenzahl wurde entweder durch negatives oder positives Feedback über den EEG-Engagement-Index $\text{Beta}/(\text{Alpha}+\text{Theta})$ geregelt. Hierbei wurde jeder Feedback-Bedingung sowohl eine Experimental- als auch Yoked-Control-Gruppe zugeordnet, wobei die Yoked-Control-Probanden jeweils dieselbe Stimulusabfolge erhielten wie ihr jeweiliger experimenteller Partner. Wie schon in den vorangegangenen Untersuchungen, zeigte sich auch hier eine Reduzierung der Distraktorenzahl bei hohem Engagement-Index unter negativem Feedback in der Experimentalgruppe, bei positivem Feedback hingegen erhöhte sich die Anzahl der Distraktoren. Yoked-Control-Probanden wiesen durchschnittliche Engagement-Indexwerte auf, die sich während der 40-minütigen Aufgabe kaum änderten. Die Entdeckungsleistung nahm in der experimentellen Gruppe unter positivem Feedback vor allem in den letzten 10 min ab, was mit früheren Untersuchungen konsistent ist. Bei einem Vergleich mit der Vorgängerstudie von Mikulka et al. (2002) stellten Freeman et al. (2004) fest, dass die Yoked-Control-Probanden in der Vorgängerstudie das Änderungsmuster des Engagement-Index der Experimentalgruppe „imitiert“ hatten. Das könnte zu dem Schluss führen, dass der biokybernetische Regelkreis nicht direkt die Vigilanzleistung beeinflusst hatte. In der Folgestudie von Freeman et al. (2004) waren derartige Nachahmungseffekte nicht zu beobachten. Eine mögliche Ursache für diesen abweichenden Befund könnte in der Darbietungsweise von Zielreiz und Distraktoren liegen: Die Vorgängerstudie arbeitete mit einer variierenden Auftrettsrate bei den Linienpaarlingen, in der Folgestudie hingegen wurde die Anzahl von Distraktoren, in die der Zielreiz eingebettet war, manipuliert.

Ein nachfolgender Untersuchungsansatz zur Vigilanzleistung unter adaptiver Automatisierung bestand in der Manipulation der Signalstärke seltener kritischer Reize. LoVerde, Scerbo, Freeman und Mikulka (2000) wählten erneut Linienpaarlinge als Stimuli (4 mal 10 min Dauer) mit Linienlängenabweichungen niedriger, mittlerer oder starker Ausprägung, wobei kritische Reize niedriger Signalstärke nur schwer von den neutralen Reizen zu unterscheiden waren (sog. Amplitude der Signalstärke). Eine Gruppe erhielt nach 1500 ms ein 1000-Hz-Tonsignal, wenn nach Verstreichen dieser Zeit keine Reaktion auf die kritischen Linienpaare erfolgt war. Eine Kontrollgruppe hörte dieses Tonsignal ebenfalls, jedoch stimmte es nicht mit ihrem tatsächlichen

Leistungsverhalten überein. Unter der negativen Feedback-Bedingung wurde die Signalstärke der kritischen Stimuli heraufgesetzt, wenn der tatsächliche EEG-Engagement-Indexwert den mittleren Engagement-Indexwert unterschritt. Unter positivem Feedback geschah dies, wenn der Indexwert überschritten wurde. Insgesamt ergab sich für die Experimentalgruppe mit kontingenter Tonrückmeldung in Bezug auf Auslasser ein signifikant höherer Engagement-Indexwert, eine höhere Entdeckungsrate und kürzere Reaktionszeiten als in der Kontrollgruppe. Darüber hinaus erschienen die kritischen Reize mit hoher Signalstärke unter negativem Feedback signifikant häufiger als unter positivem Feedback. Eine direkte Modulation der Vigilanzleistung mittels adaptiver Automatisierung erfolgte allerdings nicht so wie erwartet. Als Ursache sehen LoVerde et al. (2000) die Stimuluspräsentationshäufigkeit, da die kritischen Stimuli nur zweimal pro Minute dargeboten wurden. Ein weiteres Problem bestand darin, dass die akustische Rückmeldung nicht bei allen Auslassern erfolgte. Dies ergab sich aus einer nachträglichen Überprüfung der Rohdaten.

Des Weiteren waren die NASA-Forschergruppen an der Art der Mensch-System-Aufgabenteilung in einem psychophysiologisch basierten Regelkreis interessiert. Ausgehend von Studien von Scerbo, Ceplenski, Krahl und Eischeid (1996) sowie Krahl und Scerbo (1997) mit Mensch-Computer-Teams bearbeiteten Probanden in einer Untersuchung von Eischeid, Scerbo und Freeman (1998) eine kompensatorische Trackingaufgabe mit horizontaler und vertikaler Achse. Daraus ergaben sich drei Bedienungsmodi:

1. In der *manuellen Bedingung* kontrollierte der Proband beide Achsen.
2. In der *automatischen Bedingung* erfolgte diese Kontrolle systemgesteuert.
3. In der *Aufteilungsbedingung* übernahmen Proband und Computer jeweils eine Achse, wobei der Computer entweder Novize oder Experte im Tracking war und die Umschaltungen zwischen manuellem und automatischem Modus mittels des bekannten EEG-Engagement-Index $\text{Beta}/(\text{Alpha} + \text{Theta})$ erfolgten.

Als wesentliches Ergebnis zeigte sich, dass die Zusammenarbeit eines Probanden mit einem Experten-Computer zu einem vergleichbar hohen Bearbeitungsniveau führte wie bei rein manueller Bearbeitung. Wurde der Proband allerdings mit einem Novizen-Computer zusammengespannt, war seine Leistung schlechter als unter rein manueller

Bearbeitung. Daraus schlossen die Autoren, dass bei Mensch-Maschine-Interaktionen immer auf ein vergleichbares Fähigkeits- bzw. Erfahrungsniveau geachtet werden sollte.

Aufbauend auf Befunden, welche den Engagement-Index aus Frequenzbändern der EEG-Spontanaktivität verwendeten, wandte sich die NASA-Forschergruppe weiteren psychophysiologischen Indizes für die adaptive Automatisierung zu. In einem Forschungsbericht der NASA (Prinzel et al., 2003) werden Experimente aufgeführt, anhand derer neben dem bereits bekannten EEG-Engagement-Index die Eignung ereigniskorrelierter Potenziale sowie der HRV untersucht wurde. Das erste Experiment war eine erneute Überprüfung des EEG-Engagement-Index $\text{Beta}/(\text{Alpha}+\text{Theta})$ bei Einfach- und Mehrfachaufgabenbearbeitung der MATB unter negativem oder positivem Feedback, wobei die Ergebnisse vorangegangener Untersuchungen erneut Bestätigung fanden. Zusätzlich wurde die Frage diskutiert, ob es nicht ausreicht, die einzelnen Frequenzbänder getrennt als Grundlage für einen Engagement-Index zu verwenden. Das typische Muster bei hohem Engagement bestand in erhöhter Beta-Aktivität, einer Alpha-Blockade und gedämpfter Theta-Power. Allerdings kommen Prinzel et al. (2003) zu dem Schluss, dass ein kombinierter Indexwert aus allen drei Frequenzbändern zu den aussagekräftigsten Ergebnissen führt, wie es die bereits durchgeführten Studien sowohl der NASA als auch aus dem Biofeedback-Bereich belegen.

Im zweiten Experiment von Prinzel et al. (2003) sollte die Eignung von ereigniskorlieren Potenzialen für einen biokybernetischen Regelkreis beleuchtet werden. Hierzu bearbeiteten Probanden die MATB-Trackingaufgabe. Dabei erfolgte anhand des EEG-Engagement-Index entweder negatives oder positives Feedback. Hierbei wurden drei Bedingungen untersucht: Adaptive Automatisierung vs. Yoked-Control-Bedingung zur adaptiven Bedingung vs. Kontrollbedingung. Als Sekundäraufgabe wurde das Oddball-Paradigma verwendet: Innerhalb von 16 min traten 96 hohe und 864 tiefe Töne auf, so dass die hohen Töne die seltenen Reize darstellten. In diesem Zusammenhang sollten die ERP-Komponenten N100, N200, P100 und P300 untersucht werden. Ergänzend wurde zur Erfassung der subjektiven Beanspruchung der NASA-TLX-Fragebogen vorgelegt. Die Ergebnisse stützten die bisherigen Befunde zur Überlegenheit der negativen Feedback-Bedingung, die mit einer höheren Zahl von Umschaltungen, einer besseren Trackingleistung und geringerem subjektiven Beanspruchungserleben vor allem bei der geregelten Gruppe einherging. Die über die Sekundäraufgabe erfassten

ERPs ergaben, dass die P300 unter negativem Feedback in der Gruppe mit adaptiver Automatisierung eine höhere Amplitude und kürzere Latenz aufwies im Vergleich zu den beiden anderen Gruppen. Dies legt nahe, dass eine Diskrimination zwischen Beanspruchungsabstufungen anhand der P300 unter adaptiver Automatisierung sichtbar wird. Ein zunehmender Schwierigkeitsgrad bei der Primäraufgabe führt bei der P300 aus der Oddballaufgabe zu einer kleineren Amplitude und längeren Latenz (*amplitude reciprocity hypothesis*; Isreal, Wickens, Chesney & Donchin, 1980). Sirevaag et al. (1989) sprechen hierbei auch von der Ressourcenreziprozitäts-Hypothese (siehe Abschnitt 1.6.2.3). Prinzel et al. (2003) erklären diese Ergebnisse mit der Kontext-Aktualisierung eines mentalen Modells der Umwelt (*context update*; vgl. Donchin & Coles, 1988). Die geregelte Gruppe konnte den Systemfunktionsstatus besser vorhersagen, entsprechend Kontrollstrategien entwickeln, Handlungsmaßnahmen auswählen und den Effekt der ausgewählten Maßnahme überprüfen. Des Weiteren ergab sich für die N100-Komponente eine höhere Amplitude unter negativem Feedback, d. h., frühe perzeptuelle Prozesse sowie die Allokation von Aufmerksamkeitsressourcen wurden durch das negative Feedback erleichtert.

Das dritte Experiment von Prinzel et al. (2003) überprüfte in einer Voruntersuchung zunächst die Diagnostizität der HRV für einen biokybernetischen Regelkreis. Probanden bearbeiteten drei Blöcke von je 30 min Dauer mit unterschiedlicher Aufgabenschwierigkeit (alle drei Aufgabenbereiche der MATB), um so HRV-Werte bei niedriger, mittlerer und hoher Beanspruchung erfassen zu können. Aus jedem Block wurden anschließend zufällig zwei 10-min-Segmente ausgewählt. Innerhalb dieser 10-min-Abschnitte wurden die HRV-Werte für unterschiedlich lange Zeitfenster ermittelt (10 s bis 200 s). Mittels einer nicht-linearen Kurvenanpassungsprozedur ergab sich eine asymptotische Annäherung der HRV-Werte in einem Zeitfenster von 20 bis 80 sec. Eine anschließende Berechnung von Test-Retest-Korrelationen zwischen den zwei 10-min-Segmenten eines Blocks führte zur Auswahl aller Korrelationskoeffizienten von mindestens $r = .80$, um auf diese Weise reliable Zeitfenster zu gewinnen. Daraus resultierte schließlich die Wahl eines Zeitfensters von 30 s für die darauffolgende Untersuchung. In dieser Untersuchung bearbeiteten die Vpn die MATB in drei Blöcken von je 30 min Dauer. Hierbei sollte der Algorithmus zur adaptiven Automatisierung im ersten und letzten Block zum Einsatz kommen. Im mittleren Block war die adaptive Automatisierung für alle Teilnehmer deaktiviert. Verglichen wurden eine adaptive und

eine Kontrollgruppe. Innerhalb der ersten und letzten 30-min-Flugphase wurde jeweils ein geschätztes Zeitfenster berechnet, das alle 30 s aktualisiert wurde. Für jeden Probanden ergab sich ein individueller unterer und oberer Schwellenwert. Wurde der untere Schwellenwert unterschritten, d. h., ging die HRV merklich zurück, so war dies ein Zeichen für hohes Aufgabenengagement (erhöhte mentale Beanspruchung), so dass der Algorithmus zur adaptiven Automatisierung aktiviert wurde, nachdem dies dem Probanden 30 s zuvor angekündigt worden war. Wurde hingegen der obere Schwellenwert überschritten, so war der Proband offensichtlich unterfordert, was zur Umschaltung in den manuellen Betrieb führte. Wurde bei hoher Beanspruchung der Algorithmus zur adaptiven Automatisierung aktiviert, um so die Beanspruchung zu reduzieren, ergab sich eine signifikant höhere Zahl adaptiver Änderungen (Richtung hoch-niedrig) im Vergleich zur umgekehrten Richtung (niedrig-hoch). Des Weiteren war die mittlere Dauer der adaptiven Änderung von hoher zu niedriger Beanspruchung signifikant länger als in der umgekehrten Richtung. Im Vergleich war die HRV der geregelten Gruppe signifikant größer als in der nicht-geregelten Kontrollgruppe, d. h., die Beanspruchung in der Gruppe mit adaptiver Automatisierung war als Folge der Regelung geringer. Zudem war diese Gruppe der Kontrollgruppe bei der Trackingaufgabe leistungsmäßig überlegen. Selbst in der zweiten 30-min-Flugphase ohne adaptive Automatisierung wies die geregelte Gruppe weniger Trackingfehler auf als die Kontrollgruppe, was nach Prinzel et al. (2003) auf einen „carry over“-Effekt aus Flugphase 1 nach Flugphase 2 zurückzuführen war.

Bereits Parasuraman, Mouloua und Molloy (1996) berichteten von solchen post-adaptiven Effekten auf die Überwachungsleistung in der MATB. Hierbei untersuchten sie die Fehlerentdeckungsrate der Probanden bei einer Einzel- und einer Multitaskingaufgabe. Des Weiteren wurde der Modus – manuell vs. automatisiert – variiert. Bei einem simulierten Systemausfall zeigten die Probanden, die die beiden Aufgabentypen zuvor manuell bearbeitet hatten, in der sog. Postallokationsphase – vor allem in der Multitasking-Bedingung – eine signifikant höhere Fehlerentdeckungsrate (Motorfehlfunktionen) als diejenigen Vpn, die die Aufgaben zuvor unter der automatisierten Bedingung nur passiv überwacht hatten. Der Leistungszuwachs von 66 % hielt noch bis zu 20 min nach der Reallokation in den automatischen Modus an. Dieser Gewinn war nach Parasuraman et al. (1996) darauf zurückzuführen, dass die Probanden sozusagen eine Aktualisierung des Triebwerkstatus durch Einschleichen einer manuellen

Bearbeitungsphase vornahmen und so hinsichtlich des Systemstatus auf dem Laufenden blieben.

In einer darauffolgenden Studie verglichen Parasuraman et al. (1999) drei Gruppen, um deren Effizienz hinsichtlich der Beanspruchungsregulierung aufzuzeigen: Adaptive Bedingung, „träge“ (*clumsy*) adaptive Bedingung und eine nichtadaptive Kontrollbedingung. Es zeigte sich, dass die adaptive Bedingung gegenüber den beiden anderen Bedingungen eine signifikant höhere Fehlerentdeckungsrate aufwies. Auch auf subjektiver Ebene gaben die Probanden der adaptiven Gruppe mittels des NASA-TLX-Fragebogens ein geringeres Beanspruchungserleben an als die Vergleichsgruppen. Zwischen der „trägen“ adaptiven und Kontroll-Bedingung bestanden keine signifikanten Unterschiede, so dass diese Art der adaptiven Automatisierung im Grunde genommen als überflüssig betrachtet werden kann.

In Bezug auf die in den vorstehend beschriebenen NASA-Studien verwendeten Zeitfenster und Umschaltungen zwischen manueller und automatischer Systemkontrolle stellt sich die Frage, wie lang solche Zeitfenster definiert bzw. wie häufig die Umschaltungen erfolgen sollten, um einen stabilen biokybernetischen Regelkreis zu gewährleisten. Der nächste Abschnitt geht auf diesen Aspekt näher ein.

1.8.2.2 Kurz- vs. langzyklische Regelung

Wie schon in Abschnitt 1.8.1 erwähnt, spielt die Wahl der Messstreckenlänge in einem Regelkreis eine bedeutsame Rolle für die Stabilität der Regelung. Wickens und Hollands (2000a) weisen darauf hin, dass zur Erfassung physiologischer Daten ausreichend lange Zeitfenster eingeplant werden müssen, um bei der Auswertung zuverlässige Berechnungen bzw. Schätzungen der mentalen Beanspruchung vornehmen zu können. Ist das Zeitfenster zu klein, könnte eine fehleingeschätzte mentale Beanspruchung dazu führen, dass in Zeiten erhöhter Beanspruchung diese noch mehr erhöht statt reduziert wird und umgekehrt. Wird das Zeitfenster hingegen zu lang gewählt, wird man zwar eine zuverlässige Schätzung der mentalen Beanspruchung vornehmen können, gleichzeitig könnte durch die erzeugte Verzögerung eine Instabilität des Regelkreises auftreten. Außerdem könnten bei zu langen Messstrecken Lern-, Adaptions- und Müdigkeitseffekte auftreten (Luczak & Göbel, 2000). Daher legen Humphrey und Kramer (1994) nahe, dass bei der Anwendung eines geschlossenen

Regelkreises das Zeitfenster zur Schätzung der mentalen Beanspruchung so bestimmt werden muss, dass es nicht zu derartigen Instabilitäten kommt. Probleme ergeben sich hierbei aus der Eigenheit physiologischer Maße, bei längerer Aufzeichnungsdauer zu habituieren, so dass es zu Verzerrungen bei der Messung der tatsächlichen mentalen Beanspruchung kommen kann.

Hinsichtlich der Häufigkeit von Automatisierungsumschaltzyklen untersuchten Scallen, Hancock und Duley (1995) unterschiedlich lange Zykluszeitspannen von 15, 30 und 60 s Dauer bei der Bearbeitung einer Trackingaufgabe. Scallen et al. stellten anhand der Ergebnisse fest, dass kurze Umschaltzyklen von 15 s Dauer – wie in den Untersuchungen von Hadley et al. (1997) sowie Freeman et al. (2000) – leistungssteigernd waren. Subjektiv gesehen waren die kurzzyklischen Umschaltungen aber mit höherer Beanspruchung verbunden. Eine Folgeuntersuchung von Hadley, Prinzel, Freeman und Mikulka (1999), die auf der Untersuchung von Scallen et al. (1995) basierte, konnte diesen Befund replizieren. Zusätzlich stellten sie fest, dass Probanden unter kurzzyklischen Umschaltungen größere Schwierigkeiten hatten, zur manuellen Bedienung zurückzukehren. Hilburn, Parasuraman und Mouloua (1995) konnten dies ebenfalls beobachten. Die Leistung der Probanden verbesserte sich bei der Umschaltung in den manuellen Modus nach einer längeren automatisierten Periode von 30 min im Vergleich zu einem kürzeren Automatisierungsintervall von 2 min.

Aufgrund der vorstehend betrachteten Befunde stellt sich die Frage, welchen praktischen Nutzen der Systembediener daraus zieht. Der folgende Abschnitt gibt hierzu Aufschluss.

1.8.2.3 Praktischer Nutzen eines biokybernetischen Regelkreises in Bezug auf psychophysiologische Selbstregulierung

Technische Feedback-Kontrollsysteme regeln physikalische Variablen, wohingegen Biofeedback sich auf die Regulierung physiologischer Vorgänge bezieht (Prinzel, Pope & Freeman, 2001, 2002). So kann Biofeedback dazu verwendet werden, Informationen über Beziehungen zwischen physiologischen und psychologischen Variablen während Mensch-Maschine-Interaktionen zu gewinnen (Mulholland, 1977).

In der Luftfahrt wurde die Effizienz der Selbstregulierung zur Verbesserung der Leistung von Piloten bislang nicht untersucht. Psychophysiologische Selbstregulierung bezieht sich auf die Fähigkeit einer Person, affektive und kognitive Zustände über das zentrale und autonome Nervensystem zu steuern. Die Selbstregulierung nutzt physiologische Marker bestimmter Zustände, die an die betreffende Person zurückgemeldet werden, so dass sie eine Beziehung zwischen diesen Zuständen und der Leistung erlernt und somit das Auftreten dieser Zustände modulieren kann. Ziel ist es also, mittels Verstärkung die willentliche Beeinflussung physiologischer Zustände zu erlernen. Man spricht hier vom sog. Biofeedback, was als geschlossenes Feedback-System aufgefasst werden kann und damit einem biokybernetischen Regelkreis sehr ähnlich ist. In diesem Zusammenhang stellten Kellar, Folen, Cowings, Toscano und Hisert (1993) die Technik des sog. „*Autogenic-Feedback Training (ATF)*“ vor, die ursprünglich zur Behandlung der Übelkeit bei Astronauten angewandt wurde (*space motion sickness*, auch Kinetose genannt infolge von Irritationen des Vestibulärsystems im Innenohr). Dieses Verfahren zielt darauf ab, die Leistung der Flugzeugbesatzung während Phasen hoher physiologischer und psychologischer Aktivierung durch gelenktes Feedback zu verbessern. Die Experimentalgruppe erhielt während eines Fluges ein Feedback ihrer physiologischen Daten (Atmung, Herzrate, Temperatur, Hautleitfähigkeit und Muskelaktivität mittels EMG). Eine Kontrollgruppe bekam keine Rückmeldung. Beide Gruppen erlebten ein Notfall-Szenario, wobei die Experimentalgruppe mit Feedback eine bessere Besatzungskoordinierung und -kommunikation erzielte als die Kontrollgruppe. Somit wirkte die Rückmeldung physiologischer Zustände stressbedingten Leistungseinbußen entgegen. Derartige Studien demonstrieren den Wert physiologischer Selbstregulation zur Stressregulierung in Notfallsituationen. Allerdings sind Zustände während sog. „steady-state“-Operationen wie Langeweile, Unaufmerksamkeit, Unbekümmertheit, Müdigkeit u. ä. unter Umständen von ebenso großer, wenn nicht gar noch größerer Bedeutung in Verbindung mit Zwischenfällen (Prinzel et al., 2001). Pope und Bogart (1992) prägten diesen Zustand als „*hazardous state of awareness*“, welcher unter anderem von Tagträumen, Aufmerksamkeitseinkengung (*tunneling of attention*) oder dem Versuch, der Eintönigkeit zu entgehen (*spacing out from boredom*), begleitet wird.

Übertragen auf den Biofeedback-Kontext kann man sagen, dass ein biokybernetischer Regelkreis mit adaptiver Automatisierung im Falle von Piloten als Trainingsprotokoll

dient: Der Pilot wird für die Erzeugung eines bestimmten psychophysiologischen Reaktionsmusters „belohnt“, welches das automatisierte System veranlasst, vermehrt Aufgaben an den Bediener zu übertragen. D. h., der Pilot erwirbt die Befähigung zur Selbstregulation als Mittel gegen besagte „*hazardous states of awareness*“ (Prinzel et al., 2001): Prinzel und Mitarbeiter konnten im Vergleich von drei Gruppen (Feedbackgruppe, Gruppe mit falschem randomisierten Feedback und Kontrollgruppe) bei der Bearbeitung einer Tracking-Aufgabe aus der MATB mittels Neurofeedback nachweisen, dass die selbstregulatorische Feedback-Gruppe ein höheres Aufgabeninvolviertheitsniveau aufrechthielt, was mit einer Leistungsverbesserung (weniger Fehler bei der Trackingaufgabe), geringerem mentalen Beanspruchungserleben (NASA-TLX-Fragebogen) und einer geringeren Anzahl von Allokationsumschaltungen einherging. Somit konnten die Probanden ihre kognitiven Ressourcen besser verwalten.

Ausgehend von dem Gedanken der psychophysiologischen Selbstregulierung forscht die NASA seit neuem an einer „*nanoscale biosensor*“-Technologie, die es ermöglichen soll, interne physiologische Prozesse in Echtzeit zu erfassen und zurückzumelden (sog. intrasomatische Signale), die als Vorläufer derjenigen physiologischen Signale aufgefasst werden können, welche auf herkömmliche Art und Weise von der Hautoberfläche abgeleitet werden. Mit Hilfe von intrasomatischen Sensoren soll ein noch präziseres Feedback ermöglicht werden, was in Verbindung mit der Entwicklung stabiler biokybernetischer Regelkreise von Bedeutung ist (siehe dazu Pope & Palsson, 2002).

1.8.2.4 Weitere Untersuchungsansätze zu einem biokybernetischen Regelkreis

Neben dem NASA Ames Research Center haben auch Berrichi, Tibergé und Arbus (1991) einen aus EEG- und EOG-Daten kombinierten Algorithmus eingesetzt, um Anzeichen reduzierter Vigilanz aufzuspüren. Die Methode der Kombination mehrerer physiologischer Parameter in einem Index als Vigilanz-Gradmesser der während monotoner Fahrabschnitte im Straßenverkehr wurde auch von Fakhar, Vallet, Olivier und Baez (1992) angewandt. Hierbei gingen der Quotient der EEG-Frequenzbänder

Alpha/Beta sowie die HRV, Lidschlusslatenz und der Kopfneigungswinkel gemeinsam in eine sog. Beobachtungsmatrix ein, deren Werte anschließend einem Kalman-Filter² zugeführt wurden, der mittels eines Algorithmus Ausprägungen hoher, niedriger und mittlerer Vigilanz ermittelte. Die Ausgabe erfolgte in Form eines Indexwertes auf einer Skala von 0 bis 10.

Fairclough, Venables und Tattersall (2005b) führten eine Untersuchung mit der MATB unter drei Versuchsbedingungen durch: (1) Unter der biokybernetischen Bedingung wurde der Automatisierungsgrad in Abhängigkeit der erfassten autonomen Maße (EKG, Atmung, EDA, EOG) geregelt, (2) eine „Yoked-Control“-Gruppe unterlag der Regelung von Gruppe 1, unabhängig von ihren eigenen physiologischen Reaktionen, und (3) eine Kontrollgruppe bearbeitete die MATB ohne jegliche Automatisierung. Alle Teilnehmer durchliefen eine Voruntersuchung, bei der psychophysiologische Parameter zur Generierung eines biokybernetischen Regelalgorithmus für die zweite Untersuchung erhoben wurden. Hierbei wurde die MATB-Aufgabe in fünf Schwierigkeitsabstufungen dargeboten und ergänzend subjektive Daten erfasst. Die Bestimmung der Algorithmen und Schwellenwerte erfolgte für jeden Teilnehmer individuell mittels linearer Regression. Die Datenanalyse umfasste das Automatisierungsmuster, psychophysiologische Veränderungen während der automatisierten bzw. manuellen Sequenzen und die subjektiven Beurteilungen der Probanden. Dieser Ansatz kann als eine Integration sowohl einer modell- als auch messungsbasierten Herangehensweise aufgefasst werden (vgl. Inagaki, 2003a, 2005).

De Waard und Mulder (2006) untersuchten die Eignung des Blutdrucks bei der Simulation der Aufgaben eines Krankenwagen-Disponenten (ambulance dispatcher) zur Einbindung in einem auf adaptiver Automatisierung basierendem System. Die Aufgaben eines Disponenten bestehen im Allgemeinen darin, auf Notrufe hin Krankenwagen

² Ein Kalman-Filter ist ein Zustandsschätzer für dynamische Systeme. Dieser wird dafür verwendet, Zustände oder Parameter des Systems aufgrund von teils redundanten Messungen, die von Rauschen überlagert sind, zu schätzen. Dabei wird der mittlere quadratische Fehler minimiert (Kalman, 1960; Welch & Bishop, 2006).

auszusenden und Krankentransporte so zu koordinieren, dass jeder Notfall innerhalb von 15 min erreicht wird. Es wurden drei Bedingungen untersucht:

- (1) Unterstützungsbedingung: Der „Disponent“ wurde hierbei durch ein computergesteuertes Support-System in der Koordination von Notfalleinsätzen unterstützt.
- (2) In der adaptiven Bedingung wurde das Support-System nur dann zugeschaltet, wenn eine Zunahme des systolischen Blutdrucks um mindestens 10 mmHg vorlag.
- (3) In der Kontrollbedingung erfolgte keinerlei computergesteuerte Unterstützung.

In den Ergebnissen wurde die adaptive Bedingung ausgeklammert, da der Schwellenwert von 10 mmHg von kaum einem der Probanden erreicht wurde, so dass keine Regelung zustande kam (was die Probleme demonstriert, die bei der Konstruktion eines biokybernetischen Regelkreises auftreten). Offenbar war der Wert zu hoch angesetzt worden oder es ist nicht ausreichend, lediglich ein einzelnes physiologisches Maß heranzuziehen. Für die verbleibenden zwei Bedingungen zeigte die Kontrollgruppe im Vergleich zur Support-Gruppe über den Aufgabenverlauf höhere systolische Blutdruckwerte, wobei dieser Unterschied jedoch nicht signifikant war.

1.9 Ableitung der Fragestellungen

Das Hauptgewicht der vorstehend geschilderten Studien lag bislang auf der Anwendung zentralnervöser Parameter in Form des aus verschiedenen Frequenzbändern kombinierten Engagement-Index ($\text{Beta}/[\text{Alpha}+\text{Theta}]$). Der Vorteil liegt hierbei in der hohen Diagnostizität von EEG-Parametern, der aber gleichzeitig eine hohe Sensitivität gegenüber Störeinflüssen gegenübersteht (insbesondere Bewegungsartefakte und elektromagnetische Einstreuungen). Darüber hinaus sind bis jetzt noch keine Befunde zur praktischen feldbezogenen Anwendung eines solchen Engagement-Index im Rahmen der Beanspruchungsforschung und adaptiven Automatisierung berichtet worden (z. B. bei Piloten oder Fluglotsen während ihrer Tätigkeit am Arbeitsplatz). Erste Schritte zur Einbindung autonomer Maße in einen auf adaptiver Automatisierung basierenden Algorithmus unternahmen Prinzel et al. (2003) anhand der HRV. Der Vorteil liegt hierbei in der unkomplizierten Erfassbarkeit kardiovaskulärer Daten ohne wesentliche Beeinträchtigung eines Systembedieners bei seiner Aufgabe, was eine

Anwendung im Feld als realistisch erscheinen lässt. Ein bisher ausgeklammertes psychophysiologisches Maß im Bereich der adaptiven Automatisierung stellt die elektrodermale Aktivität dar. Wie bereits in Abschnitt 1.6.3.1 dargelegt wurde, eignet sich die Anzahl der Spontanfluktuationen (NS.SCRs) als beanspruchungsdifferenzierender Indikator. Erste Anwendungen der EDA als Indikator von Schläfrigkeit bzw. Aktiviertheit durch Nishimura und Nagumo (1985) anhand des Hautpotenzialniveaus sowie Yamamoto und Isshiki (1992) bzw. Isshiki und Yamamoto (1994) mittels der Hautimpedanz in einem prototypischen geschlossenen Kreislaufmodell sind erste Hinweise auf eine mögliche Einbindung der EDA in einen Regelkreis. Wright und McGown (1991) konnten ebenfalls zeigen, dass der Hautwiderstand ein zuverlässiger Indikator aufkommender Schläfrigkeit bei Langstreckenflügen war. Unter dem Aspekt der Hypovigilanz bei andauernden Überwachungstätigkeiten wird die elektrodermale Aktivität daher für die Entwicklung eines biokybernetischen Regelkreissystems als bedeutsam erachtet. Bezogen auf den Anspruch der Übertragbarkeit von Labor- auf Feldbedingungen ist es daher naheliegend, diesen Parameter als autonomes Maß zu berücksichtigen. Abgesehen von den wenigen in der Praxis durchgeführten EEG-Studien tragen die Versuche, aus dem EEG abgeleitete reizbezogene Parameter auch für die arbeitspsychologische Beanspruchungsforschung nutzbar zu machen, bislang eher den Charakter laborexperimenteller Pilotstudien (Boucsein, 1991), was man auch anhand der oben beschriebenen MATB-Studien der NASA sehen kann. Der Einsatz autonomer Maße ist daher als gangbarer Weg Richtung realitätsbezogener Untersuchungen aufzufassen, wie es auch eine Vielzahl von Felduntersuchungen bestätigt.

Im ersten Experiment der vorliegenden Dissertation soll zunächst das grundsätzliche Verhalten verschiedener autonomer Maße in Abhängigkeit von unterschiedlich aktivierenden bzw. beanspruchenden Aufgaben (sog. Missionen) bei der Bearbeitung einer Flugsimulationsaufgabe untersucht werden, um diejenigen psychophysiologischen Parameter zu extrahieren, welche unterschiedliche Grade mentaler Beanspruchung abbilden können und zudem Aufschluss über die Aktiviertheit einer Person geben. Ziel einer differenzierten Beanspruchungsmessung sollte es immer sein, Variablen nach ihrer Indikatorfunktion auszuwählen (vgl. Boucsein, 1991). Dabei werden die Herzrate, HRV, EDA und Atmung herangezogen. Ergänzend wird das EEG aufgezeichnet, um anhand der daraus extrahierten Frequenzbänder Engagement-Indexwerte nach dem

Vorbild der in Abschnitt 1.8.2.1 geschilderten NASA-Studien (z. B. Pope et al., 1995) zu gewinnen und diese über die verschiedenen Flugsegmente zu vergleichen.

Im zweiten Experiment sollen als Voruntersuchung zum dritten Experiment die Turbulenzstufen des verwendeten Flugsimulatorprogramms anhand subjektiver Einschätzungen ausgewählt werden, die am deutlichsten zwischen unterschiedlichen mentalen Beanspruchungs- bzw. Aktivierungsgraden differenzieren können.

Im dritten Experiment werden diejenigen autonomen Parameter herangezogen, nach denen sich die unterschiedlichen Missionen des ersten Experiments am ehesten differenzieren lassen. Davon ausgehend soll ein auf adaptiver Automatisierung basierender Regelalgorithmus zum Einsatz kommen, der in insgesamt drei Untersuchungsblöcken unterschiedliche Konstellationen von autonomen Maßen beinhaltet (entsprechend der Empfehlung von Wilson & Eggemeier, 1991; siehe hierzu Abschnitt 1.6.3.2.2). In Abhängigkeit von den regelmäßig ermittelten Soll-Ist-Abweichungen der jeweiligen physiologischen Maße soll mittels der im zweiten Experiment ausgewählten Turbulenzstärken die Anforderungshöhe variiert werden. Ziel ist es hierbei, zum einen die Regelgüte unterschiedlicher Kombinationen psychophysiologischer Maße zu untersuchen und zum anderen über die Parameterauswahl mittelbaren Einfluss auf ein Hauptproblem zu nehmen, das bei der Online-Parametrisierung physiologischer Variablen im Rahmen der adaptiven Automatisierung von Bedeutung ist: Die Behandlung von Artefakten (z. B. durch Bewegungen oder tiefe Atmung), welche bisher nur off-line möglich ist. Ausgehend von den unterschiedlichen adaptiven Allokationstrategien (siehe Abschnitt 1.7.3) steht hierbei ein messungsbasierter Ansatz im Vordergrund, da die psychophysiologischen Maße kontinuierlich in Echtzeit aufgezeichnet, unmittelbar ausgewertet und so direkt zurückgemeldet werden können, d. h., es erfolgt ein direkter Eingriff in das tatsächliche Geschehen.

2. Experiment 1

2.1 Hypothesen

Es wurde erwartet, dass die physiologische Aktiviertheit durch Variation der Belastung bei der Bearbeitung einer Flugaufgabe moduliert wird. Sequenzen aktiven Handelns, wie z. B. die Start- und Steigflugsequenz oder Kurvenmanöver, sollten sich in einer Zunahme der physiologischen Aktiviertheit widerspiegeln. Entsprechend sollte die physiologische Aktiviertheit zurückgehen, sobald längere Abschnitte bloßer Überwachungstätigkeit vorlagen (sog. Scanning-Sequenzen). Des Weiteren wurde erwartet, dass vergleichbare Flugmissionsinhalte bzw. Flugmissionsabfolgen sich nicht voneinander unterscheiden.

Bezogen auf die verwendeten physiologischen Parameter sowie Verhaltensdaten ergaben sich hieraus folgende Hypothesen:

- (1) Die Anzahl der NS.SCRs sowie die Summenamplitudenwerte der NS.SCRs sind in Flugphasen erhöhter mentaler Beanspruchung höher als in Phasen geringer Beanspruchung.
- (2) Die Herzrate ist in Flugphasen erhöhter mentaler Beanspruchung höher als in Phasen geringer Beanspruchung.
- (3) Die HRV ist in Flugphasen erhöhter mentaler Beanspruchung niedriger als in Phasen geringer mentaler Beanspruchung.
- (4) Die Atemfrequenz ist in Flugphasen erhöhter mentaler Beanspruchung höher als in Phasen geringer Beanspruchung.
- (5) Die Engagement-Indexwerte als zentralnervöser Parameter sind in Flugphasen erhöhter mentaler Beanspruchung höher als in Phasen geringer Beanspruchung.
- (6) Die Reaktionszeiten vergleichbarer Kurvenmanöver nehmen mit Fortschreiten der Flugaufgabe zu.

2.2 Methode

2.2.1 Stichprobe

An der Untersuchung nahmen 38 gesunde rechtshändige Studenten verschiedener Fachbereiche der Bergischen Universität Wuppertal im Alter zwischen 18 und 40 Jahren ($M = 26,45$ Jahre, $SD = 5,77$ Jahre) teil. Zur Kontrolle möglicher Geschlechtseffekte teilte sich die Stichprobe in 18 männliche ($M = 27,39$ Jahre, $SD = 4,25$ Jahre) und 20 weibliche Teilnehmer ($M = 25,6$ Jahre, $SD = 6,87$ Jahre) auf. Fragen zum physischen und psychischen Gesundheitszustand sowie etwaige Medikamenten- oder Drogeneinnahme wurden vorab telefonisch erfragt, um beeinträchtigte Probanden von der Untersuchung ausschließen zu können (z. B. aufgrund neurologischer Beeinträchtigungen, kardiovaskulärer Erkrankungen oder erheblicher Minderung des (Farb-) Sehvermögens, welche durch Brille oder Kontaktlinsen nicht korrigiert werden konnte). Für die nachfolgenden statistischen Auswertungen der peripherphysiologischen Daten wurden schließlich 38 Probanden zugrundegelegt, wobei im Falle der EKG-Daten eine Teilnehmerin aufgrund von Extrasystolen aus der Stichprobe ausgeschlossen werden musste, aber für die übrigen peripherphysiologischen Kennwerte weiterhin miteinbezogen wurde. Für die Auswertung der EEG-Daten wurden 36 Vpn berücksichtigt. Drei Probanden gingen wegen technischer Störungen, erheblicher nichtkorrigierbarer Artefakte oder aufgrund instruktionsinkonformen Verhaltens während des Experiments (z. B. ständige Unruhe, fortwährendes Sprechen, Einschlafen u. ä.) nicht in die Stichprobe ein. Die Probanden erhielten für ihre Teilnahme an beiden Terminen zusammen entweder 5 Vpn-Stunden oder eine Unkostenvergütung von 20 Euro.

2.2.2 Flugaufgabe

Für die Flugsimulation wurde die Strecke Frankfurt/Main – Erfurt gewählt. Die Flugaufgabe bestand aus neun Hauptmessstrecken mit Unterteilung in die wie folgt beschriebenen Verlaufssegmente gleicher Länge von je zwei Minuten Dauer (eine Beschreibung der Fluginstrumente findet sich im Anhang Seite A 2).

Tab. 2.1: Flugmissionen der Flugsimulationsaufgabe mit Unterteilung in Segmente (à 2 min)

Mission 1	1a	Ruhemessung 1
	1b	Ruhemessung 2
Mission 2	2	Starten + Steigen auf 2000 ft
Mission 3	3a	Move Mode (Höhenänderung auf 10 000 ft) + Nachjustieren der Instrumente
	3b	Überwachen der Instrumente (Scanning 1)
	3c	Scanning 2
	3d	Scanning 3
	3e	Scanning 4
	3f	Scanning 5
Mission 4	4	Seitenwind ein: Kursabweichungs-(CDI-)Nadel wandert nach rechts
Mission 5	5a	CDI-Nadel ist auf dem 2. Teilstrich ⇒ Rechtskurve von 60° auf 90°
	5b	Scanning 1
	5c	Scanning 2
	5d	Scanning 3
	5e	Scanning 4
	5f	Scanning 5
Mission 6	6a	CDI-Nadel zurück in der Mitte ⇒ Linkskurve von 90° auf 80°, um ein Übersteuern zu verhindern
	6b	Scanning 1
	6c	Scanning 2
	6d	Scanning 3
	6e	Scanning 4
	6f	Scanning 5
Mission 7	7	Seitenwind aus: CDI-Nadel wandert nach links
Mission 8	8	CDI-Nadel ist auf dem 2. Teilstrich ⇒ Linkskurve von 80° auf 50°
Mission 9	9a	CDI-Nadel zurück in der Mitte ⇒ Rechtskurve von 50° auf 60°, um ein Übersteuern zu verhindern
	9b	Scanning 1
	9c	Scanning 2 und Erreichen des Ziels

Alle Instrumenteneinstellungen wurden vor dem Start der Maschine von der jeweiligen Versuchsleiterin vorgenommen. Nach einer Ruhephase von 5 min (von denen 2 x 2 min zur späteren Analyse verwendet wurden – siehe Tab. 2.1) übernahm der Proband ab der Startsequenz die Kontrolle des Flugsimulators selbst, gab Vollgas und hob bei ca. 70 bis 80 Knoten Geschwindigkeit ab. Nach Einfahren des Fahrwerks und Ausschalten der Benzinpumpe stieg die Maschine zunächst auf 2000 Fuß (ft) Höhe. An diesem Punkt musste der Proband etwas Gas zurücknehmen (knapp unter 2500 U/min) und die Maschine gegebenenfalls durch eine Feinabstimmung (sog. Austrimmen) in die horizontale Position bringen. Nach dieser Stabilisierung teilte die Versuchsleiterin dem Probanden mit, dass sie die Maschine nun über die Tastatur im Labor-Vorraum (Taste „m“) auf eine Höhe von 10000 ft und einen Kurs von 55° bringen werde (sog. „Move Mode“). Nach der Höhen- und Kursänderung musste der Proband zum einen die Maschine erneut stabilisieren und ggfs. austrimmen und zum anderen den in der Navigationsanzeige (sog. VOR-Anzeige = very high frequency omnidirectional range) vorgegebenen Zielkurs von 60° über das Steuerhorn durch eine Rechtskurve einschlagen. Anschließend folgte eine längere Phase der Instrumentenüberwachung (sog. Scanning), wobei der Proband auf Einhaltung der Höhe und des Zielkurses zu

achten hatte. Kursabweichungen konnten über die Navigationsanzeige mittels des sog. „course deviation indicator (CDI)“ festgestellt werden. Nach einer längeren Scanning-Phase aktivierte die Versuchsleiterin über die Tastatur im Labor-Vorraum ohne Wissen des Probanden den Seitenwind im Dialogfeld „weather generator“ (Richtung 120°, Stärke 50 Knoten). Bei Abweichung der CDI-Nadel um zwei Teilstriche nach rechts sollte die Vp eine 30°-Rechtskurve von 60° auf 90° ausführen, um gegen eine weitere Kursabweichung anzusteuern. Sobald die CDI-Nadel wieder in die Mitte der VOR-Anzeige zurückgewandert war, nahm der Proband eine 10°-Kurskorrektur von 90° auf 80° vor, um einem Übersteuern entgegenzuwirken. Unmittelbar darauf deaktivierte die Versuchsleiterin den Seitenwindeinfluss ohne Wissen der Vp. Dies bewirkte ein Auswandern der CDI-Nadel nach links, wobei der Proband bei Auslenkung der Nadel auf den zweiten Teilstrich eine 30°-Linkskurve von 80° auf 50° ausführen musste. Sobald die CDI-Nadel wieder die Mitte erreicht hatte, schlug die Vp eine 10°-Rechtskurve von 50° auf 60° ein. Mit Überfliegen des Drehfunkfeuers von Erfurt war die Flugaufgabe beendet. Die Flugdauer betrug ca. 1 Stunde.

2.2.3 Versuchsplan

Tab. 2.2: Versuchsplan zur Flugaufgabe

Tageszeit	Geschl.	Missionen und Verlaufssegmente mit Erfassung von EDA, EKG, Atmung und EEG																											
morgens	Mann	1	1	2	3	3	3	3	3	3	4	5	5	5	5	5	5	6	6	6	6	6	6	6	7	8	9	9	9
	Frau	a	b		a	b	c	d	e	f		a	b	c	d	e	f	a	b	c	d	e	f				a	b	c
nachm.	Mann																												
	Frau																												

Aus dem Versuchsplan (Tab. 2.2) ergab sich ein mehrfaktorielles Modell mit Messwiederholungen. Als unabhängige Variablen gingen das Geschlecht (männlich und weiblich) und die Tageszeit (vormittags und nachmittags) als Zwischensubjektfaktoren ein, woraus vier Experimentalgruppen resultierten. Die Zuordnung zu den Tageszeiten erfolgte nach den Terminpräferenzen der Probanden. Als Messwiederholungsfaktor gingen die zweiminütigen Flugsegmente in das Modell ein, wobei sich für die insgesamt 27 Flugsegmente unterschiedliche Analyseaspekte hinsichtlich der zu vergleichenden Flugsegmente ergaben (siehe Abschnitt 2.3). Als abhängige Variablen wurden die physiologischen Kennwerte der EDA (Anzahl der Spontanfluktuationen [NS.SCRs] und Summenamplitude), des EKG (Herzrate und HRV) sowie die Atemfrequenz und die zu einem Quotienten zusammengeführten Frequenzbänder des Spontan-EEG (Beta/[Alpha+Theta]) erfasst.

2.2.4 Geräte

2.2.4.1 Laborraum und Flugsimulator

Die Untersuchung fand in einem schalldichten und klimatisierten Labor mit angemessener Beleuchtung statt. Zur Durchführung der Flugsimulations-Aufgabe diente ein IFR-Flugsimulator (LAS 5.0, Fahsig, Deutschland; siehe Abb. 2.1), der in der Instrumentenflug-Ausbildung von Piloten eingesetzt wird und mit einem Steuerhorn, Gashebel sowie Reglern und Schaltern für die Instrumente ausgestattet ist (siehe Abb. 2.1). Die Software erlaubt die Simulation verschiedener Flugstrecken innerhalb von Deutschland sowie die Aktivierung von Wettereinflüssen und Instrumentenausfällen in einem viersitzigen Sportflugzeug mit Propellerantrieb.



Abb. 2.1: Flugsimulator LAS 5.0

Die Cockpit-Instrumente wurden auf einem 0,5 m entfernten 17-Zoll-Monitor dargeboten (Darstellung der Instrumente siehe Anhang S. A 2). Ein zweiter 17-Zoll-Monitor befand sich im Vorraum des Labors, damit die erste Versuchsleiterin jederzeit den Verlauf der Flugaufgabe mitverfolgen und – wenn unbedingt erforderlich – korrigierende Anweisungen durch die Wechselsprechanlage an den Probanden geben konnte. Zur Sicherheit der Probanden wurde neben der Wechselsprechanlage auch eine Webcam im Laborraum installiert, auf die die Vpn in der Einwilligungserklärung hingewiesen wurden.

2.2.4.2 *Aufzeichnung der peripherphysiologische Daten*

Die Aufzeichnung der peripherphysiologischen Daten (EDA, EKG, Atmung) erfolgte mit einem Nihon Kohden „Neurofax EEG-8310 G“-Polygraphen, der an einem IBM-kompatiblen Aufzeichnungsrechner mit der Software *PsychoLab* (© Jörn Grabke, 1997) angeschlossen war. Die EDA wurde mit zwei Ag/AgCl-Napfelektroden (0,8 cm Durchmesser) unter Verwendung einer isotonischen Paste (Med Associates, Inc.) thenar und hypothenar an der linken Hand abgeleitet (gemäß der Empfehlung von Boucsein, 1992; Abtastrate 20 Hz, Sensitivität 0,001 μ S, Tiefpass-Filter 0,3 Hz). Das EKG wurde mittels einer Brustwand-Ableitung mit einer Abtastrate von 200 Hz aufgezeichnet (drei 0,8 cm-Ag/AgCl-Napfelektroden mit Hellige Elektrodencreme oberhalb des rechten Schlüsselbeins, unterhalb des linken Rippenbogens sowie am unteren Sternum zur Erdung). Die Atmung wurde mit Hilfe eines Atemgürtels über ein Piezo-Element erfasst (Abtastrate 10 Hz, Tiefpassfilter 0,1 Hz).

2.2.4.3 *Aufzeichnung der EEG-Daten*

Zur EEG-Aufzeichnung wurde ein 128-Kanal-EEG Gerät der Firma Nihon-Kohden mit angeschlossenem IBM-kompatiblen Rechner zur Steuerung und Speicherung der Datenaufzeichnung verwendet. Die Aufzeichnung erfolgte mit einer digitalen Abtastrate von 1000 Hz³. Es wurden eine Zeitkonstante von 0,3 s und ein Tiefpassfilter von 70 Hz gewählt, was sich für Routineableitungen als optimaler Kompromiss durchgesetzt hat. Die gewählte Zeitkonstante von 0,3 s lässt die meisten Delta-Wellen des EEG noch weitgehend unbeeinflusst. Träge Delta-Wellen können bereits reduziert werden (Zschocke, 2002). Das Delta-Band wurde in der vorliegenden Untersuchung ausgeklammert, da nicht zu erwarten war, dass ein gesunder Proband im Laufe des Experiments Delta-Aktivität aufweist. Außerdem wird dieser Band-Bereich besonders stark von Augenartefakten überlagert, so dass eine reliable Auswertung dieses

³ Das geforderte Minimum für Frequenzanalysen liegt bei mindestens 256 Hz, da zu niedrige Abtastraten zu Abtastfehlern führen. So wird beispielsweise im Ergebnis einer Frequenzanalyse ein höherer Frequenzanteil, der zu langsam abgetastet wird, in einem niedrigeren Frequenzbereich abgebildet, was den sog. *Aliasing-Effekt* darstellt (Zschocke, 2002).

Frequenzbereichs problematisch ist (vgl. Abschnitt 1.6.2.2). Netzeinstreuungen wurden mit einem 50-Hz-Notch-Filter unterdrückt. Das Anlegen der Elektroden erfolgte nach dem 10-20-System (Jasper, 1958) mit dem EEG-Hauben-System „Easy Cap“ (Falk-Minow Deutschland), wobei das im Anhang S. A 11 aufgeführte Elektroden-Ableitschema mit 73 Elektroden und vier EOG-Elektroden zur Augenartefaktkontrolle verwendet wurde. Als Referenzen wurden die beiden Mastoiden verwendet.

Vor der EEG-Ableitung wurde die Kopfhaut des Probanden mit 70 %igem Alkohol vorbehandelt. Nach Vermessung des Kopfes vom Nasion zum Inion sowie zwischen den präaurikulären Punkten zur Bestimmung des Ableitpunktes für die Cz-Elektrode wurde die Haube über den Kopf gezogen und mit einem Kinnriemen gegen Verrutschen fixiert. Anschließend wurden die Ableitpunkte durch die Haubenöffnungen mit einer abrasiven Paste (Epicont, GE Medical Systems) behandelt, erneut mit Alkohol gereinigt und mit Elektrodengel (Abralyt 2000, Falk-Minow Deutschland) gefüllt. Diese Prozedur stellte sicher, dass die Übergangswiderstände der Elektroden alle unter 5 kOhm lagen. Danach konnten die Elektroden an den Halteringen der Haubenöffnungen eingerastet und mit der Ableitbrause des EEG-Aufzeichnungsgerätes verbunden werden. Zur Augenartefaktkontrolle wurden Baby-Napfelektroden (0,5 mm) unter Verwendung von Hellige Elektrodencreme oberhalb und unterhalb des rechten Auges sowie rechts und links der Augen (äußere Kanthi) angebracht, nachdem die betreffenden Stellen zuvor mit Alkohol gereinigt worden waren.

2.2.5 Datenparametrisierung

2.2.5.1 *Parametrisierung der peripherphysiologische Daten*

Sowohl die Anzahl als auch die Summenamplitude der Spontanfluktuationen (NS.SCRs) wurden als tonische EDA-Maße mit Hilfe der Parametrisierungs-Software EDR_PARA und EDR_SLCT (© Florian Schaefer, 2003) ermittelt (Amplitudenkriterium 0,01 μ S).

Das EKG-Signal wurde anschließend mit Hilfe der Software EKG_IBI, IBI_SCAN und IBI_PARA (© Florian Schaefer, 2003) parametrisiert, um die mittlere Herzrate sowie die HRV (mittleres Quadrat sukzessiver Differenzen = MQSD) zu erhalten.

$$\text{mittlere Herzrate} = \sum^n \frac{60000}{IBI} / n$$

$$\text{MQSD} = \sum_{i=2}^n \left(\frac{60000}{IBI_i} - \frac{60000}{IBI_{i-1}} \right)^2 / (n - 1)$$

Die Parametrisierung der Atmungsdaten erfolgte mit denselben Programmen, die auch für die EDA-Auswertung herangezogen wurden.

2.2.5.2 *Parametrisierung der EEG-Rohdaten*

Die Nachbearbeitung der aufgezeichneten EEG-Rohdaten erfolgte mit der Software „Vision Analyzer“ (Brainvision, © Brain Products Deutschland). Zur Ermittlung der Leistungsdichte (Power in μV^2) der Frequenzbänder Beta, Alpha und Theta wurden die Rohdaten nach gesetzten Zeitmarkern in 2-Minuten-Abschnitte segmentiert, so dass – wie auch bei den peripherphysiologischen Daten – 27 Segmente resultierten. Anschließend wurden die einzelnen Segmente nochmals über 30 Segmente à 4 s gemittelt (Vorgehensweise aus einer persönlichen Kommunikation mit dem Support von Brain Products, Dr. Ingmar Gutberlet). Nach einer Augen-Artefaktbereinigung mittels des Algorithmus nach Gratton und Coles (siehe Gratton, Coles & Donchin, 1983) und einer 35-Hz-Filterung wurden die Segmente einer Fast-Fourier-Transformation (FFT), also einer Powerspektralanalyse, unterzogen (Einstellungen: Power, volles Spektrum, Hanning-Fenster⁴ 20 %, Auflösung 0,25 Hz). Auf diese Weise erhielt man für jedes Frequenzband getrennt die Powerwerte in μV^2 an den einzelnen Ableitelektroden (Theta: 4-7,5 Hz; Alpha = 8-12,5 Hz, Beta = 13-22 Hz).

⁴ Die Anwendung des *Hanning-Fensters* dient der Vermeidung eines Leck-Effekts (leakage), d. h., sie sorgt für einen gleichen Wert an den Rändern des Fensters und somit für eine periodische Fortsetzbarkeit des Signals ohne Sprünge und Knicke (siehe Zschocke, 2002).

2.2.6 Subjektive Daten

2.2.6.1 Fragebogen zum subjektiven Beanspruchungserleben

Dieser von Hemmann, Merboth und Richter (2001) entwickelte Fragebogen enthält in der Langversion 20 Items, die verschiedene Zustände der Beanspruchung widerspiegeln (siehe Anhang S. A 4). Erfasst wird das momentane Befinden („Fühlen Sie sich im Moment...[Item]“), wobei jedes Item auf einer sechsstufigen Likert-Skala mit den Ankerpunkten „1 = überhaupt nicht“ bis „6 = sehr“ beantwortet wird. 17 Items lassen sich gemäß dem Handbuch zu fünf Faktoren zusammenfassen, die verschiedene Aspekte der Beanspruchung hervorheben (Tab. 2.3):

Tab. 2.3: Faktoren des Fragebogens zum subjektiven Beanspruchungserleben mit dazugehörigen Items

1a Ermüdung	1b Positive Affektivität	2 Stress	3 Negative Affektivität	4 Monotonie
energiegeladen müde unkonzentriert heiter frisch erschöpft	gut gelaunt entschlussfreudig entspannt	verärgert gereizt gehetzt	unerfahren unsicher nervös	unterfordert gelangweilt

Vor Bildung des Faktors 1a müssen die drei Items „energiegeladen“, „heiter“ und „frisch“ mit ihren Skalenwerten umgepolt werden, da sie entgegengesetzt zur negativen Aussage des Faktors stehen. Anschließend kann für jeden Faktor das arithmetische Mittel aus den jeweiligen Items berechnet werden (siehe Hemmann et al., 2001).

2.2.6.2 Fragebogen zur allgemeinen zentralen Aktiviertheit (AZA)

Die Skala zur allgemeinen zentralen Aktiviertheit (AZA) von Bartenwerfer (1969) dient der subjektiven Einschätzung der inneren geistig-nervlichen Anspannung (siehe Anhang S. A 5). Die vertikale intervallskalierte Achse enthält in unregelmäßigen Abständen zehn Vergleichssituationen (sowohl Alltags- als auch seltene Ereignisse), die verschiedene Grade der Anspannung bzw. Aktiviertheit wiedergeben (von „Tiefem traumlosen Schlaf“ bis hin zu „Ich sitze voller Todesangst in einem abstürzenden Flugzeug“). Die Extrempunkte sind mit Zahlenwerten von 0 bis 50 belegt, wobei diese an der Skala bewusst weggelassen und nur zur Auswertung herangezogen werden (vgl. Udris, 1976). Der Proband wird angewiesen, an einem beliebigen Punkt der Achse – ausgehend von den Ankerpunkten – im Nachhinein die insgesamt empfundene innere Anspannung während eines vorangegangenen Ereignisses durch einen Strich auf der

Skala zu markieren. Der genaue Punktwert lässt sich dadurch ermitteln, indem man als Hilfsmittel beispielsweise eine Klarsichtfolie mit maßstabsgleicher Achse und Punktwerten über den ausgefüllten Fragebogen legt, um so millimetergenau den Wert ablesen zu können.

2.2.6.3 *Anstrengungsskala*

Die Anstrengungsskala entspricht der im angloamerikanischen Sprachraum bekannten „Rating Scale Mental Effort“ (RSME), die ursprünglich von Zijlstra und van Doorn (1985) entwickelt wurde. Die deutsche Übersetzung wurde von Eilers, Nachreiner und Hänecke (1986) durchgeführt und evaluiert (siehe Anhang S. A 6). Ebenso wie bei der AZA-Skala nimmt der Proband auf einer vertikalen Achse im Nachhinein eine Einschätzung der erlebten Anstrengung vor. Die Extrempunkte markieren die Zahlenwerte 0 und 220, wobei der Punktwert auch hier maßstabsgetreu mit Hilfe einer Klarsichtfolie abgelesen werden kann, auf der die Achse mit Punktwerten abgedruckt ist. An bestimmten Punkten zu unregelmäßigen metrischen Abständen sind sieben Ankerpunkte von kaum bis außerordentlich anstrengend angegeben.

2.2.7 **Reaktionszeit-Daten**

Zur Erfassung der Vigilanz auf Verhaltensebene wurden zusätzlich die Reaktionszeiten der Kurvenmanöver auf Kursabweichungen in Sekunden mittels einer Stoppuhr bei folgenden Flugsegmenten erfasst:

- Flugsegment 5a: Kurvenmanöver von 60° auf 90°
- Flugsegment 6a: Kurvenmanöver von 90° auf 80°
- Flugsegment 8: Kurvenmanöver von 80° auf 50°
- Flugsegment 9a: Kurvenmanöver von 50° auf 60°

Diesen Flugsegmenten war gemein, dass ihnen eine Scanning-Periode voranging, in der eine passive Überwachung der Instrumente stattfand. Mittels der erfassten Reaktionszeiten sollte überprüft werden, ob sich ein Nachlassen der Vigilanz im Laufe der Flugaufgabe in verlängerten Reaktionszeiten bezüglich Kursabweichungen niederschlug. Hierbei wurde darauf geachtet, dass die Reaktionszeiten vergleichbarer Kurvenmanöver analysiert wurden, d. h., die Flugsegmente 5a und 8 (30°-Kurven) bzw. 6a und 9a (10°-Kurven) wurden jeweils einander gegenübergestellt.

2.2.8 Versuchsdurchführung

Die Untersuchung erstreckte sich je Proband über zwei Termine. Zur Standardisierung erschienen die Vpn an beiden Terminen entweder um 10.00 h oder um 15.00 h, um etwaige Tageszeit-Effekte überprüfen bzw. kontrollieren zu können (vgl. Abschnitt 1.4.3.6 zu tageszeitlichen Schwankungen der Vigilanz). Zur Aufrechterhaltung des erworbenen Wissens sollten die beiden Termine möglichst an zwei aufeinanderfolgenden Tagen stattfinden, ein Tag Pause dazwischen galt noch als zulässig. Am ersten Termin wurden die Probanden zum Flugsimulator-Training eingeladen, um sich mit der zu bearbeitenden Flugaufgabe (siehe Anhang S. A 8 und A 9) vertraut machen zu können (Dauer: ca. 2 Stunden). In diesem Zusammenhang wurde die Einverständniserklärung zur freiwilligen Teilnahme (informed consent; siehe Anhang S. A 7) eingeholt und ein Händigkeitfragebogen (Edinburgh Handedness Inventory; Oldfield, 1971; siehe Anhang S. A 3) vorgelegt. Die Probanden wurden darauf hingewiesen, für den zweiten Termin auf Haarspülungen und Stylingprodukte zu verzichten, um so Beeinträchtigungen bei der EEG-Aufzeichnung zu vermeiden. Am zweiten Termin (Dauer: 3 bis 3,5 Stunden) wurden die Teilnehmer gebeten, zur Vermeidung von Störeinflüssen ihre Armbanduhr (wenn vorhanden, auch ihr Mobiltelefon) abzugeben und Kaugummis/Bonbons aus dem Mund zu entfernen. Anschließend wurden den Probanden Elektroden für die EEG- sowie peripherphysiologischen Ableitungen (EDA, EKG, Atmung) angelegt, um die physiologischen Reaktionen während der Bearbeitung der am Vortag trainierten Flugaufgabe erfassen zu können. Nach Überprüfung der Biosignale über den Polygraphen füllten die Probanden vor Beginn des Experiments den Fragebogen zu ihrem momentanen Beanspruchungserleben aus (Hemmann et al., 2001). Nach kurzer Wiederholung der Vorgehensweise am Flugsimulator wurde zur Stabilisierung und Erfassung der physiologischen Ausgangslage (Baseline) eine fünfminütige Ruhephase vorgeschaltet, bei der die Probanden angehalten wurden, die Augen zu schließen, sich möglichst nicht zu bewegen und normal weiterzuatmen (Segmente 1a und b in Tab. 2.1). Anschließend wurde die einstündige trainierte Flugaufgabe bearbeitet (siehe Anhang S. A 8 und A 9). Hierbei wurden zu bestimmten Zeitpunkten die Reaktionszeiten der Probanden mit der Stopp-Uhr erfasst (siehe Abschnitt 2.2.7). Unmittelbar nach Beendigung der Flugaufgabe füllten die Probanden erneut den Fragebogen zum momentanen Beanspruchungserleben aus. Des Weiteren sollten sie jeweils ihre geistig-nervliche Anspannung während des Experiments (AZA;

Bartenwerfer, 1969) sowie die erlebte Anstrengung (Eilers et al., 1986) einstufen. Erst nach Ausfüllen dieser Fragebögen wurden die Elektroden entfernt.

An der Versuchsdurchführung waren stets zwei Versuchsleiterinnen beteiligt. Die erste Versuchsleiterin überwachte die Bildschirme im Labor-Vorraum, auf denen das Cockpit-Display sowie die physiologischen Datenaufzeichnungen zu sehen waren, und erfasste mit einer Stoppuhr die Reaktionszeiten. Die zweite Versuchsleiterin bediente auf Anweisung der ersten Versuchsleiterin hin die beiden Rechner zur Aufzeichnung der peripherphysiologischen und EEG-Daten, da eine manuelle Triggerung der Messstrecken über die ENTER-Taste des PsychoLab-Rechners bzw. über Markersetzungen mittels der linken Maustaste des EEG-Rechners simultan erfolgte.

2.3 Statistische Datenauswertung

Zur statistischen Auswertung sämtlicher Daten wurde das Statistikprogramm SPSS 12.0 verwendet (© SPSS, Inc., 2003).

2.3.1 Peripherphysiologische Daten

Als peripherphysiologische Parameter wurden die EDA (Anzahl Spontanfluktuation [NS.SCRs], Summenamplitude), das EKG (mittlere Herzrate, HRV) und die Atmung ausgewertet. Für die statistische Analyse der HRV wurde die Streuung dieses Maßes herangezogen ($\sqrt{\text{MQSD}}$, engl. *root mean square of successive differences*, *RMSSD*).

Die Unterteilung der Flugaufgabe in Missionen und Verläufe erbrachte insgesamt 27 Messstrecken von je zwei Minuten Dauer. Zur Systematisierung der Auswertung wurden verschiedene Varianzanalysen (ANOVA) mit Messwiederholungen durchgeführt, denen unterschiedliche Vergleichsaspekte zugrundelagen: (1) die Untersuchung von Missionen mit längeren Verläufen, (2) die Untersuchung von Missionen mit verkürzten Verläufen und (3) die Untersuchung von Missionswechseln.

Die *erste* ANOVA mit Messwiederholungen bezog sich auf die Missionen 3, 5 und 6, wobei die Faktoren „Mission“ (dreistufig) und „Verlauf“ (sechsstufig) als Innersubjekt-

faktoren sowie „Geschlecht“ und „Zeit“ (vormittags vs. nachmittags) als Zwischensubjektfaktoren in die Analyse eingingen.

Die *zweite* ANOVA mit Messwiederholungen untersuchte die Missionen 3, 5, 6 und 9 (vierstufig) mit jeweils drei Verlaufssegmenten (Innersubjektfaktoren Mission und Verlauf) unter Berücksichtigung der Zwischensubjektfaktoren Geschlecht und Zeit.

Die *dritte* ANOVA mit Messwiederholungen hatte die Aufgabe, Missionswechsel mit Übergängen von geringem zu erhöhtem Arousal zu beleuchten. Diese Übergänge fanden sich an den Messstrecken 1b „Ruhe“, 2 „Starten und Steigen“ und 3a „Move Mode und Nachjustieren“ (Innersubjektfaktor „Mission“) unter Hinzunahme der Zwischensubjektfaktoren Geschlecht und Tageszeit.

Die *vierte* ANOVA mit Messwiederholungen sollte wie die dritte Analyse ebenfalls Missionswechsel in Form zweier ähnlicher Missionsabfolgen miteinander vergleichen. Die erste Abfolge beinhaltete die Missionen 3f „Scanning“, 4 „Seitenwind aktivieren“ und 5a „Rechtskurve 30°“, die zweite Abfolge die Missionen 6f „Scanning“, 7 „Seitenwind deaktivieren“ und 8 „Linkskurve 30°“. Die Innersubjektfaktoren waren somit „Abfolge“ (zweistufig) und „Missionsinhalt“ (dreistufig) unter Berücksichtigung der Zwischensubjektfaktoren Geschlecht und Tageszeit.

Bei allen Berechnungen wurden Greenhouse-Geisser-korrigierte Freiheitsgrade sowie eine adjustierte Irrtums-Wahrscheinlichkeit von $\alpha = .01667$ zugrundegelegt ($\alpha = .05/3$ Vergleiche, d. h., Missionsvergleiche mit längeren und kürzeren Verläufen sowie Missionswechsel). Signifikante Effekte lagen demzufolge bei $\alpha \leq .016$, hochsignifikante Effekte bei $\alpha \leq .003$ und tendenzielle Effekte bei $\alpha \leq .032$ vor. Signifikante Haupt- bzw. Interaktionseffekte wurden post hoc mit Bonferroni-adjustierten Mehrfachvergleichen bzw. mittels des Tukey-Tests untersucht, welcher Mehrfachvergleiche bei gleichzeitiger Anpassung der Irrtumswahrscheinlichkeit vornimmt und daher als sehr konservatives Verfahren gilt (Hays, 1994). Der Einfachheit halber wurden auch hier die adjustierten Irrtumswahrscheinlichkeiten zugrundegelegt. Interaktionen von mehr als zwei Faktoren wurden nicht berücksichtigt.

Wie sich im Nachhinein herausstellte, zeigten die Probanden im Mittel nahezu eine Halbierung der Atemfrequenz während bestimmter Flugsegmente. Um zu ermitteln, ob diese Atemfrequenzreduzierung entweder auf reduzierte Atemzüge als solches oder aber auf eine erhöhte Atemtiefe zurückzuführen war, wurden für jeden Probanden *intraindividuell* zusätzlich die Amplitudenwerte der Atemzüge *z*-transformiert ($M = 0$, $SD = 1$) und anschließend graphisch abgetragen:

$$z = \frac{x - M}{s}$$

wobei x = Amplitudenwert des betreffenden Flugsegments, M = Mittelwert über alle 27 Flugsegmente und s = Streuung des Mittelwertes über alle 27 Flugsegmente (für jeden Probanden getrennt). Diese Vorgehensweise war notwendig, weil die Probanden hinsichtlich der Amplitude der Atemfrequenz große interindividuelle Unterschiede aufwiesen, worauf bereits in Abschnitt 1.6.3.3 eingegangen wurde.

2.3.2 EEG-Daten

Die drei Frequenzbänder (Beta, Alpha und Theta) wurden zunächst getrennt für jede Elektrodenposition mittels FFT ermittelt. Im Anschluss wurden zur Datenreduktion die Elektroden für jedes Frequenzband nach Arealen – getrennt nach linker und rechter Hemisphäre – zusammengefasst (links = ungerade Elektroden; rechts = gerade Elektroden):

	links	rechts
Prä-(anterior-)frontal (AF):	Fp1, AF3, AF7	Fp2, AF4, AF8
Frontal (F):	F1, F3, F5, F7, F9	F2, F4, F6, F8, F10
Frontocentral (FC):	FC1, FC3, FC5, FT7, FT9	FC2, FC4, FC6, FT8; FT10
Central (C):	C1, C3, C5, T7	C2, C4, C6, T8
Centroparietal (CP):	CP1, CP3, CP5, TP7	CP2, CP4, CP6, TP8
Parietal (P):	P1, P3, P5, P7, P9	P2, P4, P6, P8, P10
Okzipital (O):	PO3, PO7, O9	PO4, PO8, O10

Durch die Aufteilung nach Hemisphären sollten mögliche Hemisphärenunterschiede erfasst werden (siehe Abschnitt 1.6.2.1). Für die sieben Elektroden der Mittellinie (AFz,

Fz, FCz, Cz, CPz, Pz, POz) wurden die Frequenzanteile separat ermittelt. Aufgrund technischer Probleme wurden die Elektrodenpositionen PO9, PO10, O1, Oz und O2 nicht in die Auswertung einbezogen.

Nach Ermittlung der Frequenzanteile wurde in einem weiteren Schritt in Anlehnung an die NASA-Untersuchungen (z. B. Pope et al., 1995, siehe Abschnitt 1.8.2.1) aus den einzelnen Frequenzbändern für jedes Areal – getrennt nach linker und rechter Hemisphäre – ein Engagement-Index anhand folgender Formel ermittelt:

$$\text{Engagement-Index} = \frac{\textit{beta}}{(\textit{alpha} + \textit{theta})}$$

Dieser Quotient wurde gewählt, weil er das sogenannte „*task engagement*“ im Vergleich zur Betrachtung einzelner Frequenzbänder am besten widerspiegelt (siehe Abschnitt 1.8.2.1). Auf eine separate varianzanalytische Betrachtung der einzelnen Frequenzbänder wurde daher verzichtet. Die gewonnenen Engagement-Indizes wurden anschließend vier Varianzanalysen mit Messwiederholungen unterzogen mit den entsprechenden Inner- und Zwischensubjektfaktoren, wie bereits bei den peripherphysiologischen Daten unter Abschnitt 2.3.1 dargestellt. Als zusätzliche Innersubjektfaktoren kamen noch die Faktoren „Areal“ (7-stufig) bzw. „Elektrode“ (7-stufig) für die Mittellinie und Hemisphäre (zweistufig, links vs. rechts) hinzu.

2.3.3 Subjektive Daten

Die aus dem Fragebogen zum subjektiven Beanspruchungserleben resultierenden fünf Beanspruchungsfaktoren wurden separat mittels einer dreifaktoriellen ANOVA mit Messwiederholungen untersucht mit dem Messwiederholungsfaktor Beanspruchungsfaktor (zweistufig: vorher – nachher) und den Zwischensubjektfaktoren Geschlecht (zweistufig) und Tageszeit (zweistufig: morgens – nachmittags). Signifikante Haupt- bzw. Interaktionseffekte wurden post hoc mit Bonferroni-adjustierten Mehrfachvergleichen überprüft.

Die Punktwerte der AZA- und der Anstrengungsskala wurden zusammen einer MANOVA mit den Zwischensubjektfaktoren Tageszeit und Geschlecht (jeweils

zweistufig) unterzogen, da diese Fragebögen nur zu einem Messzeitpunkt unmittelbar nach dem Experiment erhoben wurden.

Zur Erfassung etwaiger Zusammenhänge der subjektiven Daten untereinander wurden Korrelationen berechnet (Spearman's-rho-Korrelationskoeffizienten).

Die Irrtumswahrscheinlichkeit wurde auf $\alpha=.05$ gesetzt.

2.3.4 Reaktionszeit-Daten

Für die statistische Auswertung der Reaktionszeit-Daten wurden diese in zwei Gruppen aufgeteilt: lange vs. kurze Kurvenmanöver. Die resultierenden Reaktionszeitpaarungen (Flugsegmente 5a vs. 8 bzw. 6a vs. 9a) wurden getrennt mittels einer dreifaktoriellen ANOVA mit Messwiederholungen analysiert. Hierbei gingen die Reaktionszeit (zweistufig) als Messwiederholungsfaktor und das Geschlecht bzw. die Tageszeit (jeweils zweistufig) als Zwischensubjektfaktoren ein. Die Irrtumswahrscheinlichkeit wurde auch hier auf $\alpha=.05$ gesetzt.

2.4 Ergebnisse

In den nachfolgenden Ergebnisdarstellungen beziehen sich alle psychophysiologischen Wertangaben auf 2-min-Segmente. Die Ergebnisse der ANOVAs mit Messwiederholungen werden der Übersichtlichkeit halber stets tabellarisch aufgeführt und anschließend entsprechend erläutert.

2.4.1 Spontanfluktuationen (NS.SCRs)

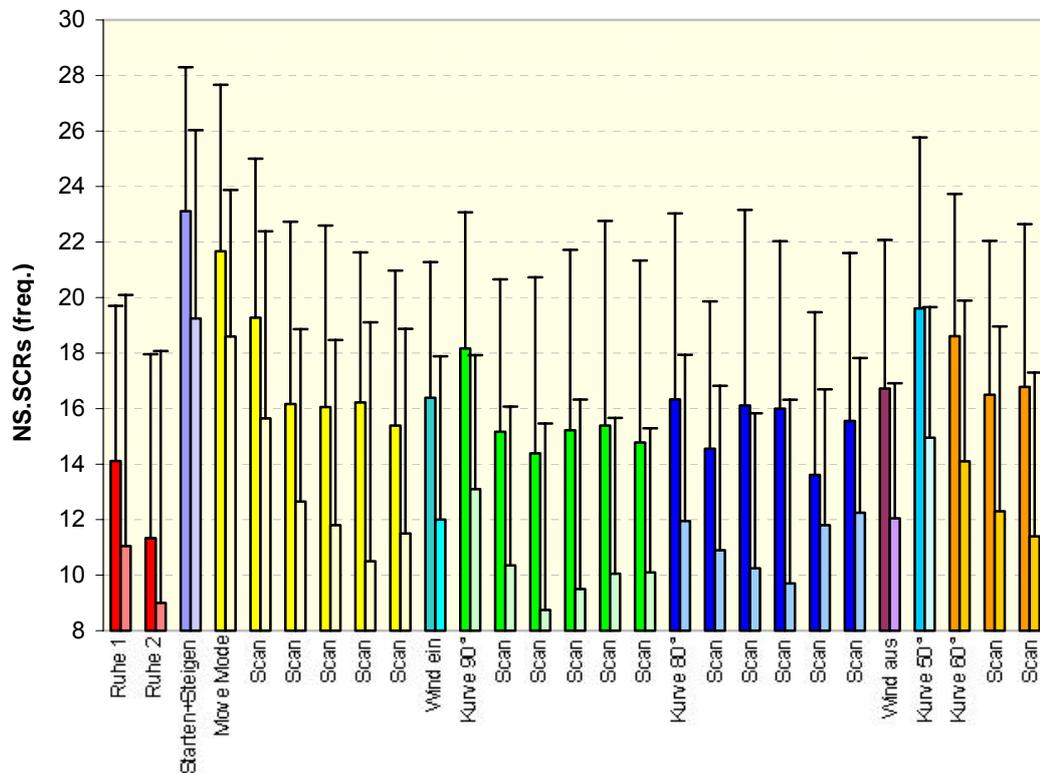


Abb. 2.2: Darstellung der NS.SCRs (Anzahl) über alle Flugsegmente (à 2 min), getrennt nach männlichen (dunklere Farben; N = 18) und weiblichen (blasse Farben; N = 20) Gruppen

2.4.1.1 Analyse 1

Tab. 2.4: Effekte der ANOVA mit Messwiederholungen

Effekte	df 1	df 2	F	p
Mission	1.720	58.497	14.312	<.001**
Mission x Geschlecht	1.720	58.497	1.260	.288
Mission x Zeit	1.720	58.497	.538	.561
Verlauf	3.845	130.742	16.758	<.001**
Verlauf x Geschlecht	3.845	130.742	.820	.510
Verlauf x Zeit	3.845	130.742	.609	.651
Mission x Verlauf	7.145	242.916	5.558	<.001**
Geschlecht	1	34	6.652	.014*
Tageszeit	1	34	.080	.780
Geschlecht x Tageszeit	1	34	.000	.992

* p<.016

** p<.003

Die erste Analyse über die Faktoren Mission (dreistufig) und Verlauf (sechsstufig) zeigte höchstsignifikante Haupteffekte der Mission und des Verlaufs sowie eine höchstsignifikante Interaktion von Mission und Verlauf (siehe Tab. 2.4). Von den Missionen her wies die Mission 3 die höchste Anzahl an Spontanfluktuationen im Vergleich zu den beiden nachfolgenden Missionen 5 und 6 auf, welche jeweils mit einem Kurvenmanöver begannen, auch wenn der post hoc durchgeführte Tukey-Test nicht signifikant ausfiel ($p > .016$). Von den Verlaufssegmenten her konnte beim ersten Segment eine höhere Anzahl von NS.SCRs beobachtet werden mit einem Abfall bis zum dritten Segment und nachfolgendem Einpendeln der Werte für die übrigen Verlaufssegmente, was auch durch den Tukey-Test post hoc gestützt wurde ($p < .003$). Bei einer Betrachtung der Interaktion von Mission und Verlauf (Abb. 2.3) unterschied sich zum einen das Segment „Move Mode“ von allen übrigen Segmenten aller drei Missionen aufgrund einer wesentlich höheren Anzahl von NS.SCRs (post hoc Tukey-Test $p < .003$), gefolgt vom Segment „Kurve 90°“, welches gegenüber den Folgesegmenten innerhalb derselben Mission eine signifikant höhere Anzahl von Spontanfluktuationen aufwies (Tukey-Test $p < .016$ bzw. $.003$).

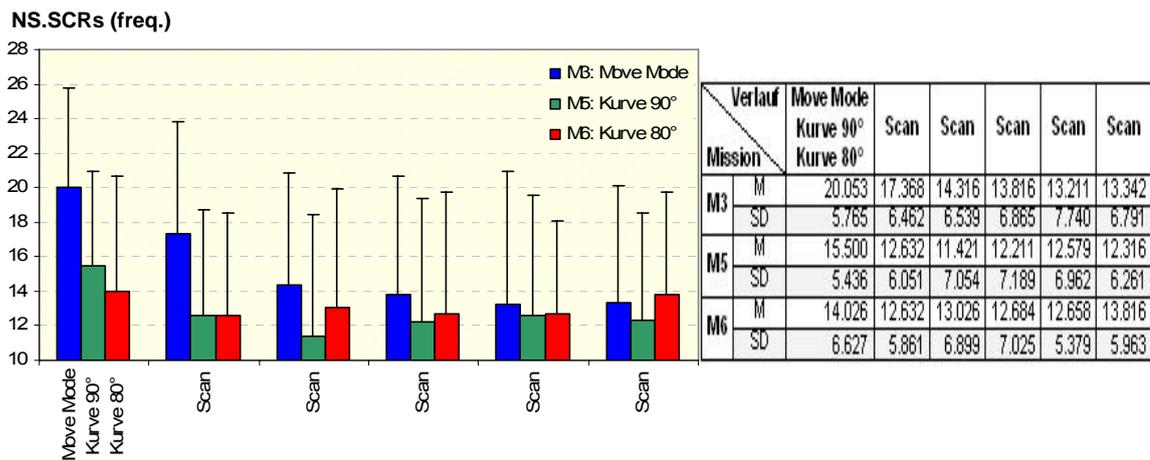


Abb. 2.3: Darstellung der Interaktion von Mission und Verlauf (2-min-Segmente) mit dazugehöriger deskriptiver Statistik (N = 38) für die Anzahl der NS.SCRs

Darüber hinaus ergab sich ein signifikanter Zwischensubjekteffekt des Geschlechts, wobei männliche Probanden insgesamt eine höhere Anzahl von Spontanfluktuationen aufwiesen als die weiblichen Teilnehmer. Es lag kein Zwischensubjekteffekt der Tageszeit vor.

2.4.1.2 Analyse 2

Tab. 2.5: Effekte der ANOVA mit Messwiederholungen

Effekte	df 1	df 2	F	p
Mission	2.717	92.367	17.663	<.001**
Mission x Geschlecht	2.717	92.367	1.375	.257
Mission x Tageszeit	2.717	92.367	1.452	.235
Verlauf	1.786	60.725	37.583	<.001**
Verlauf x Geschlecht	1.786	60.725	1.030	.356
Verlauf x Tageszeit	1.786	60.725	.677	.496
Mission x Verlauf	4.664	158.566	4.445	.001**
Geschlecht	1	34	6.938	.013*
Tageszeit	1	34	.168	.685
Geschlecht x Tageszeit	1	34	.005	.942

* p<.016

** p<.003

Die Betrachtung der Missionen 3, 5, 6 und 9 mit drei Verlaufssegmenten ergab wie in Analyse 1 höchstsignifikante Haupteffekte der Mission und des Verlaufs sowie eine höchstsignifikante Interaktion dieser beiden Faktoren (siehe Tab. 2.5). Post hoc durchgeführte Tukey-Tests konnten zeigen, dass sich Mission 3 „Move Mode“ mit einer insgesamt höheren Aktivität von den Missionen 5 „Kurve 90°“ und 6 „Kurve 80°“ (p<.003), jedoch nicht wesentlich von Mission 9 „Kurve 60°“ unterschied (p>.016). Bei den Verläufen verzeichnete das erste Verlaufssegment höhere Werte gegenüber den

beiden nachfolgenden Segmenten ($p < .016$ bzw. $p < .003$ gemäß Tukey-Test). Wie aus Abb. 2.4 ersichtlich ist, unterschied sich insbesondere das erste Verlaufssegment der Mission 3 deutlich von den anderen Segmenten sowohl der Mission 3 als auch der Missionen 5, 6 und 9 (post hoc $p < .003$). An zweiter Stelle folgte das Scanning-1-Segment der Mission „Move Mode“, welches gegenüber nachfolgenden Segmenten ebenfalls hochsignifikant höhere NS.SCRs aufwies (post hoc $p < .003$). Innerhalb des Manövers „Kurve 90°“ zeigten sich im ersten Segment gegenüber den zwei folgenden Scanning-Segmenten auch deutlich höhere Werte (post hoc $p < .003$).

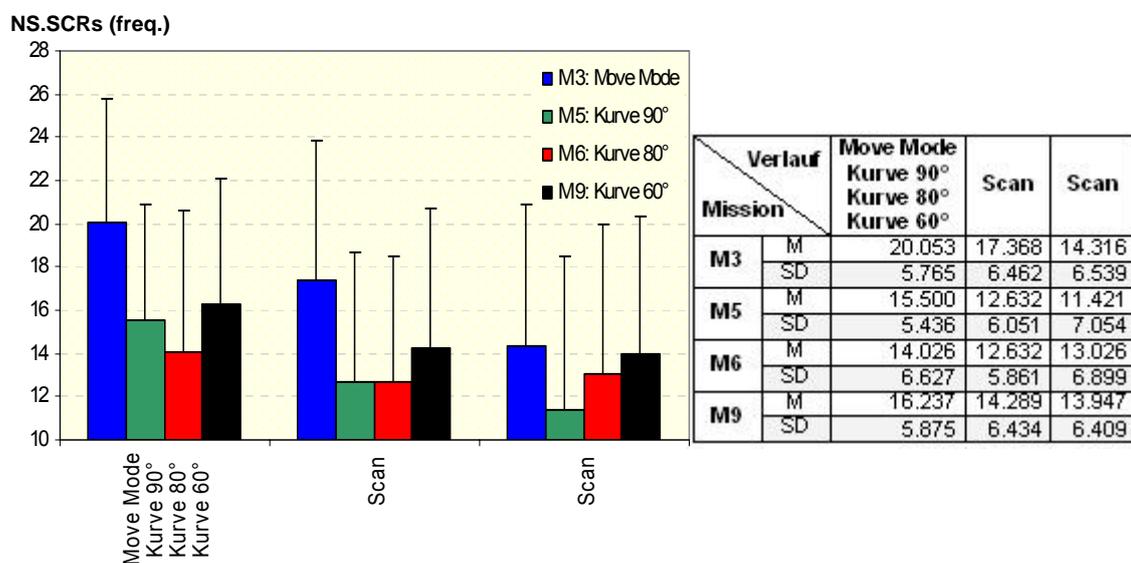


Abb. 2.4: Darstellung der Interaktion von Mission und Verlauf (2-min-Segmente) mit dazugehöriger deskriptiver Statistik (N = 38) für die Anzahl der NS.SCRs

Ebenso war erneut ein signifikanter Zwischensubjekteffekt des Geschlechts ($p = .013$, siehe Tab. 2.5) mit einer höheren Aktivität der männlichen im Vergleich zu den weiblichen Probanden zu sehen, jedoch kein signifikanter Einfluss der Tageszeit.

2.4.1.3 Analyse 3

Tab. 2.6: Effekte der ANOVA mit Messwiederholungen

Effekte	df 1	df 2	F	p
Mission	1.574	53.517	77.466	<.001**
Mission x Geschlecht	1.574	53.517	.267	.713
Mission x Tageszeit	1.574	53.517	1.726	.193
Geschlecht	1	34	2.222	.145
Tageszeit	1	34	.323	.573
Geschlecht x Tageszeit	1	34	.097	.757

* $p < .016$ ** $p < .003$

Die Untersuchung des Übergangs von der Ruhebedingung „Ruhe 2“ hin zu den nachfolgenden aktivierenden Missionen erbrachte einen höchstsignifikanten Haupteffekt der Mission (Tab. 2.6). Die Ruhebedingung wies deutlich weniger Spontanfluktuationen auf als die beiden nachfolgenden Missionen 2 „Starten und Steigen“ und 3a „Move Mode“, welche vergleichbare Werte zeigten ($p < .003$ nach Tukey-Test; siehe Abb. 2.5). Es zeigten sich keine signifikanten Interaktionseffekte oder Zwischensubjekteffekte des Geschlechts bzw. der Tageszeit.

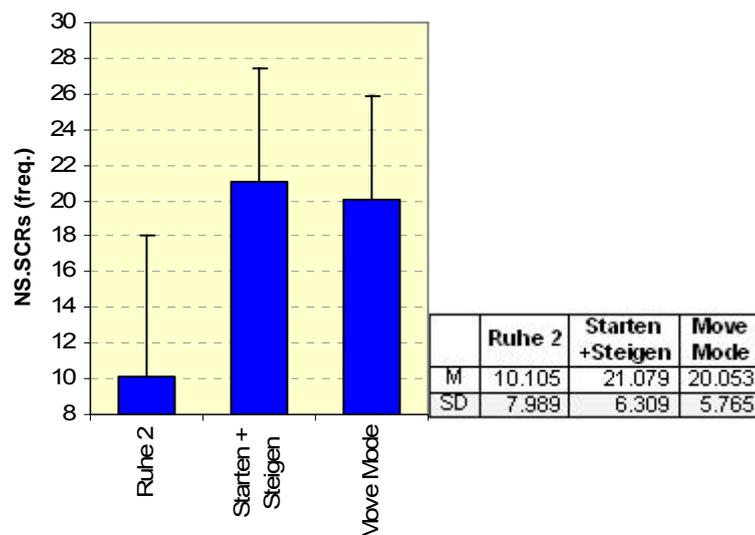


Abb. 2.5: Darstellung der Missionen (2-min-Segmente) mit dazugehöriger deskriptiver Statistik (N=38) für die Anzahl der NS.SCRs

2.4.1.4 Analyse 4

Tab. 2.7: Effekte der ANOVA mit Messwiederholungen

Effekte	df 1	df 2	F	p
Abfolge	1.000	34.000	3.734	.062
Abfolge x Geschlecht	1.000	34.000	.027	.870
Abfolge x Tageszeit	1.000	34.000	.001	.971
Mission	1.983	67.430	14.107	<.001**
Mission x Geschlecht	1.983	67.430	.876	.421
Mission x Tageszeit	1.983	67.430	.895	.413
Abfolge x Mission	1.920	65.267	1.127	.328
Geschlecht	1	34	7.008	.012*
Tageszeit	1	34	.143	.707
Geschlecht x Tageszeit	1	34	.008	.928

* $p < .016$

** $p < .003$

Der Vergleich zweier ähnlicher Missionsabfolgen (siehe Abb. 2.6) ergab einen höchstsignifikanten Haupteffekt der Mission, wobei sich die beiden Abfolgen als

solches nicht signifikant unterschieden (siehe Tab. 2.7). Im Missionsvergleich wiesen die Kurvenmanöver der Sequenzen 5a und 8 eine höhere Anzahl von NS.SCRs auf als die Scanning-Sequenzen 3f und 6f (Tukey-Test $p < .003$) bzw. Sequenzen der Windaktivierung bzw. -deaktivierung 4 und 7 (Tukey-Test $p = .017$). Bei Betrachtung der Abb. 2.6 ist zu erkennen, dass vom passiven Scanning über die Seitenwindaktivierung/-deaktivierung hin zu den Kurvenmanövern eine stetige Zunahme der NS.SCRs in beiden Abfolgen zu verzeichnen war, wobei die Anzahl der Spontanfluktuationen beim Kurvenmanöver der zweiten Abfolge (Kurve 50°) etwas höher lag als beim Kurvenmanöver der ersten Abfolge (Kurve 90°). Es zeigte sich darüber hinaus eine signifikant höhere Aktivität bei den männlichen als bei den weiblichen Probanden. Interaktionseffekte bzw. ein Zwischensubjekteffekt der Tageszeit konnten nicht festgestellt werden.

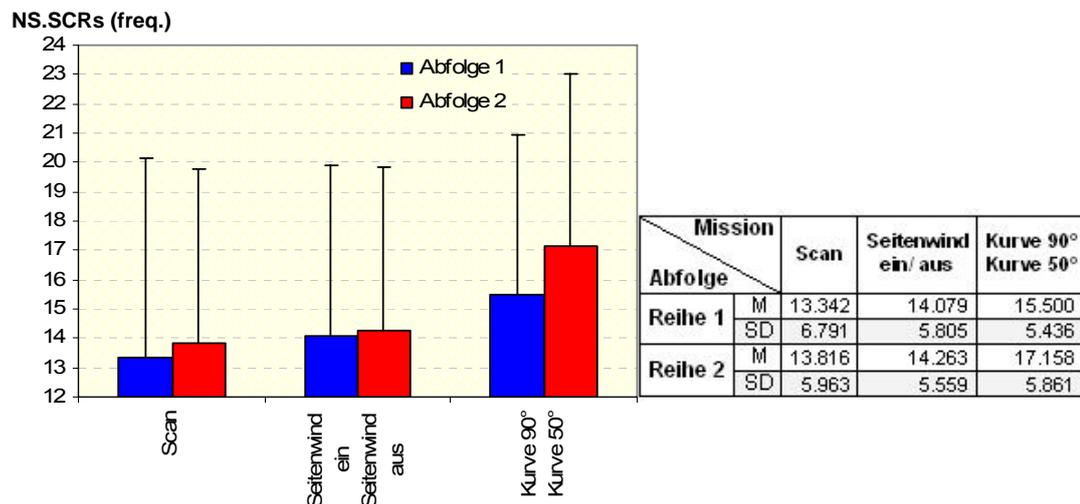


Abb. 2.6: Darstellung der Missionsabfolgen (2-min-Segmente) mit dazugehöriger deskriptiver Statistik (N = 38) für die Anzahl der NS.SCRs

2.4.2 Summenamplitude der NS.SCRs

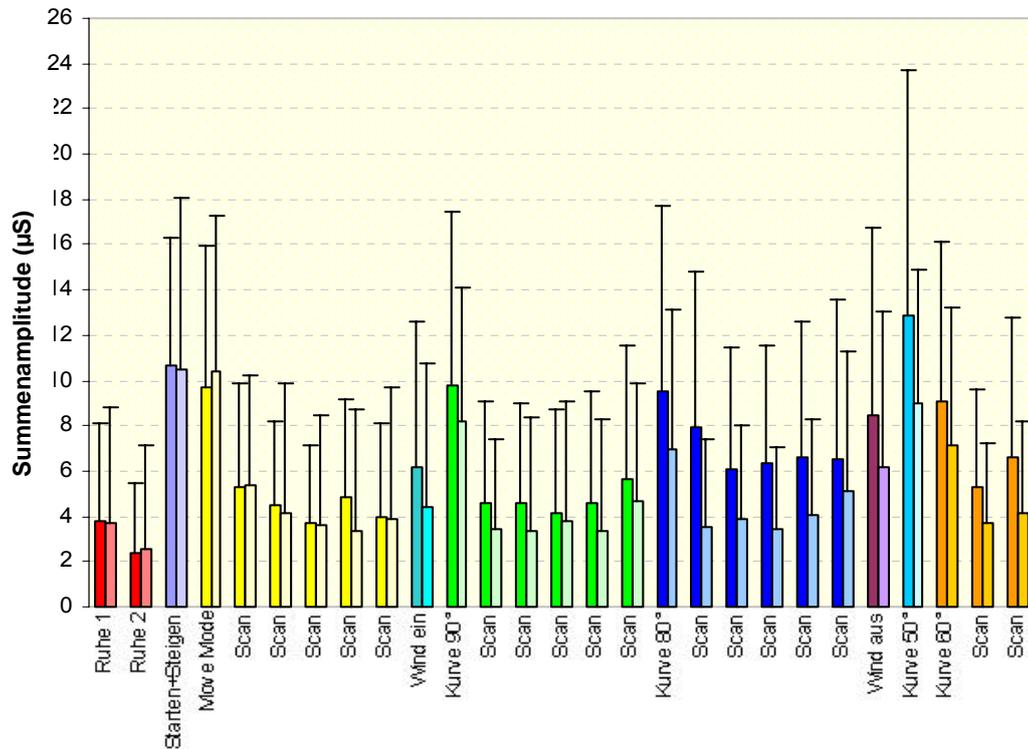


Abb. 2.7: Darstellung der Summenamplitudenwerte (in µS) über alle Flugsegmente (à 2 min), getrennt nach männlichen (kräftige Farben; N = 18) und weiblichen (blasse Farben; N = 20) Gruppen

2.4.2.1 Analyse 1

Tab. 2.8: Effekte der ANOVA mit Messwiederholungen

Effekte	df 1	df 2	F	p
Mission	1.796	61.066	5.346	.009*
Mission x Geschlecht	1.796	61.066	10.217	<.001**
Mission x Tageszeit	1.796	61.066	.918	.396
Verlauf	2.250	76.483	29.441	<.001**
Verlauf x Geschlecht	2.250	76.483	.230	.820
Verlauf x Tageszeit	2.250	76.483	.062	.954
Mission x Verlauf	5.461	185.675	3.233	.006*
Geschlecht	1	34	.908	.347
Tageszeit	1	34	.004	.951
Geschlecht x Tageszeit	1	34	1.133	.295

* p<.016

** p<.003

Die Analyse der Missionen 3, 5 und 6 mit jeweils sechs Verlaufssegmenten ergab höchstsignifikante Haupteffekte der Mission und des Verlaufs (Tab. 2.8). Obwohl nicht die aktivierendste Mission, wies Mission 6 höhere Summenamplitudenwerte auf als die vorangegangenen Missionen 3 und 5, was allerdings durch den Tukey-Test post hoc

nicht gestützt werden konnte ($p > .016$). Die höchsten Summenamplituden waren beim post hoc durchgeführten Verlaufssegment-Vergleich im ersten Verlaufssegment zu beobachten, wobei sich vom ersten zum dritten Verlaufssegment eine Abnahme der Summenamplitude mit Einpendeln der Werte bis zum fünften Segment und anschließender Zunahme im sechsten Segment zeigte (Tukey-Test $p < .003$). Bei Betrachtung der Mittelwerte in Abb. 2.8 konnte in den letzten Verlaufssegmenten der Missionen jeweils eine geringfügige Zunahme der Summenamplitude beobachtet werden, was vor allem auf die Missionen 5 und 6 zutrif. Die Amplitudenwerte der übrigen Segmente unterschieden sich im Paarvergleich nicht signifikant voneinander ($p > .016$). Die signifikante Interaktion von Mission und Verlauf zeigte sich im post hoc durchgeführten Paarvergleich zwischen dem ersten Segment der Mission 3 und den übrigen fünf Segmenten sowohl der Mission 3 als auch der Mission 5 und 6 (siehe Abb. 2.8). Das gleiche traf für das erste Segment der Mission 5 bzw. der Mission 6 im Vergleich zu den übrigen Segmenten zu (post hoc alle $p < .003$). Des Weiteren ergab sich eine höchstsignifikante Interaktion von Mission und Geschlecht, die allerdings im paarweisen Vergleich mittels Tukey-Test nicht gestützt werden konnte ($p > .016$). Hierbei zeigten die männlichen Teilnehmer höhere Amplitudenwerte vor allem in den Missionen 5 und 6, wohingegen sich Männer und Frauen in Mission 3 kaum voneinander unterschieden (siehe Abb. 2.7). Es lagen keine weiteren Interaktionseffekte bzw. Zwischensubjekteffekte des Geschlechts oder der Tageszeit vor.

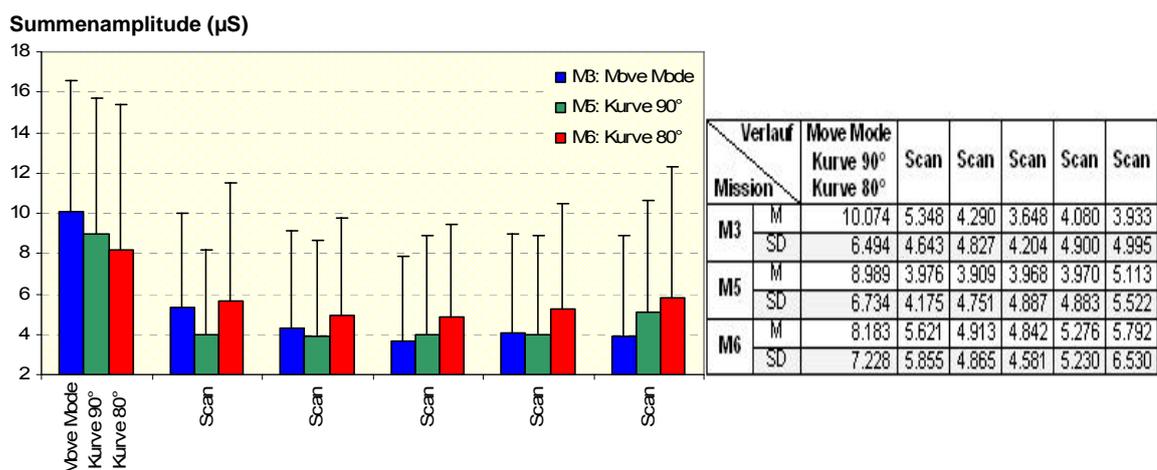


Abb. 2.8: Darstellung der Interaktion von Mission und Verlauf (2-min-Segmente) mit dazugehöriger deskriptiver Statistik ($N = 38$) für die Summenamplitudenwerte (in μS)

2.4.2.2 Analyse 2

Tab. 2.9: Effekte der ANOVA mit Messwiederholungen

Effekte	df 1	df 2	F	p
Mission	2.470	83.964	1.250	.295
Mission x Geschlecht	2.470	83.964	4.763	.007*
Mission x Tageszeit	2.470	83.964	.571	.603
Verlauf	1.416	48.149	58.400	<.001**
Verlauf x Geschlecht	1.416	48.149	.039	.915
Verlauf x Tageszeit	1.416	48.149	.123	.813
Mission x Verlauf	4.257	144.729	3.283	.011*
Geschlecht	1	34	1.204	.280
Tageszeit	1	34	.005	.942
Geschlecht x Tageszeit	1	34	1.050	.313

* p < .016

** p < .003

Die Betrachtung der Missionen 3, 5, 6 und 9 mit jeweils drei Verlaufssegmenten zeigte einen höchstsignifikanten Haupteffekt des Missionsverlaufs sowie eine signifikante Interaktion von Mission und Verlauf bzw. von Mission und Geschlecht (Tab. 2.9). Bei den Verlaufssegmenten wies das erste Segment stets eine höhere Summenamplitude auf als die darauffolgenden Segmente (post hoc $p < .003$). Alle vier Missionen zeigten im ersten Verlaufssegment wesentlich höhere Amplitudenwerte als in den darauffolgenden Scanning-Segmenten (post hoc $p < .003$; Abb. 2.9). In den Missionen 5, 6 und 9 wiesen die männlichen Probanden höhere Amplitudenwerte auf als die weiblichen Teilnehmer (siehe Abb. 2.7), was allerdings durch die post hoc durchgeführten multiplen Vergleiche im Tukey-Test nicht gestützt werden konnte ($p > .016$). Der Zwischensubjekteffekt des Geschlechts war ebenso wie der der Tageszeit nicht signifikant.

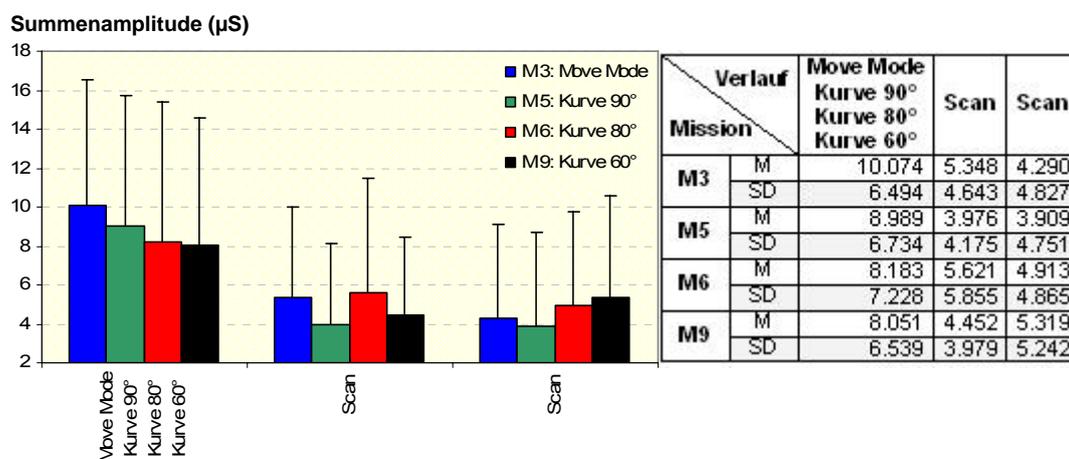


Abb. 2.9: Darstellung der Interaktion von Mission und Verlauf (2-min-Segmente) mit dazugehöriger deskriptiver Statistik (N = 38) für die Summenamplitudenwerte (in μS)

2.4.2.3 Analyse 3

Tab. 2.10: Effekte der ANOVA mit Messwiederholungen

Effekte	df 1	df 2	F	p
Mission	1.548	52.637	72.897	<.001**
Mission x Geschlecht	1.548	52.637	.199	.763
Mission x Tageszeit	1.548	52.637	.908	.387
Geschlecht	1	34	.022	.883
Tageszeit	1	34	.168	.685
Geschlecht x Tageszeit	1	34	.631	.433

* p<.016

** p<.003

Der Vergleich der Ruhebedingung „Ruhe 2“ mit den darauffolgenden aktivierenden Missionen 2 und 3a wies einen höchstsignifikanten Haupteffekt der Mission auf, wobei die Ruhebedingung niedrigere Amplitudenwerte gegenüber den anderen beiden Missionen aufwies (post hoc Tukey-Test $p < .003$; Abb. 2.10). Es ergaben sich keine signifikanten Interaktionen oder Zwischensubjekteffekte des Geschlechts bzw. der Tageszeit (Tab. 2.10).

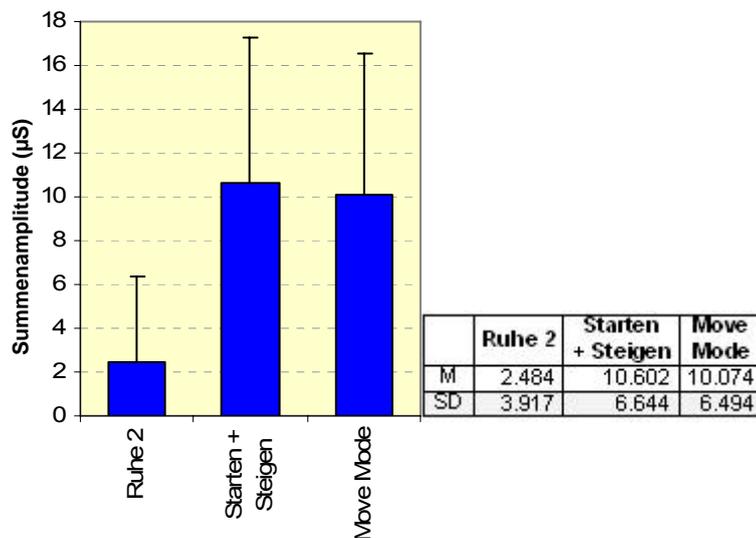


Abb. 2.10: Darstellung der Missionen (2-min-Segmente) mit dazugehöriger deskriptiver Statistik (N=38) für die Summenamplitudenwerte (in μS)

2.4.2.4 Analyse 4

Tab. 2.11: Effekte der ANOVA mit Messwiederholungen

Effekte	df 1	df 2	F	p
Abfolge	1.000	34.000	28.640	<.001**
Abfolge x Geschlecht	1.000	34.000	4.713	.037
Abfolge x Tageszeit	1.000	34.000	2.534	.121
Mission	1.301	44.241	20.211	<.001**
Mission x Geschlecht	1.301	44.241	.913	.370
Mission x Tageszeit	1.301	44.241	.634	.470
Abfolge x Mission	1.537	52.269	.006	.982
Geschlecht	1	34	1.103	.301
Tageszeit	1	34	.013	.909
Geschlecht x Tageszeit	1	34	2.169	.150

* p < .016

** p < .003

Bezüglich der beiden vergleichbaren Missionsabfolgen Scanning, Windaktivierung bzw. -deaktivierung und Kurvenmanöver zeigten sich höchstsignifikante Haupteffekte der Missionsabfolge und der Mission (Tab. 2.11). Die erste Missionsabfolge mit den Missionen 3f, 4 und 5a hatte insgesamt niedrigere Amplitudenwerte als die Abfolge mit den Missionen 6f, 7 und 8 (Tukey-Test $p=.008$). Von den Missionen als solches hatten die beiden aktivierenden Missionen 5a und 8 mit Kurvenmanövern insgesamt eine höhere Summenamplitude als die Scanning-Missionen 3f/6f (post hoc $p<.003$) bzw. 4/7 (post hoc $p=.009$) mit einer Windaktivierung bzw. -deaktivierung (Abb. 2.11). In beiden Abfolgen war eine stetige Zunahme der Summenamplitude zu beobachten.

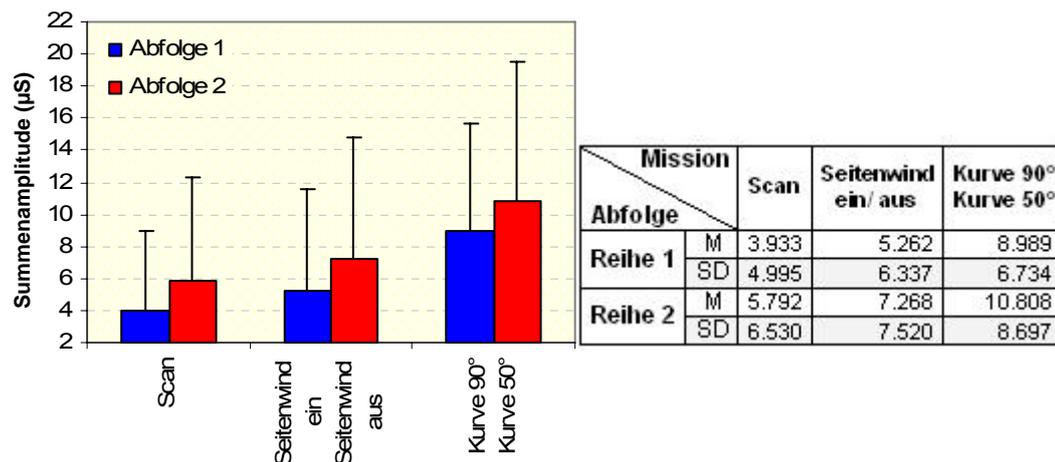


Abb. 2.11: Darstellung der Missionsabfolgen (2-min-Segmente) mit dazugehöriger deskriptiver Statistik (N = 38) für die Summenamplitudenwerte (in μS)

2.4.3 Herzrate

Bei der Analyse von Herzrate und HRV wurden N=37 Probanden zugrundegelegt, da hier eine Teilnehmerin aufgrund von Herzrhythmusstörungen im Nachhinein von diesen Berechnungen ausgeschlossen wurde.

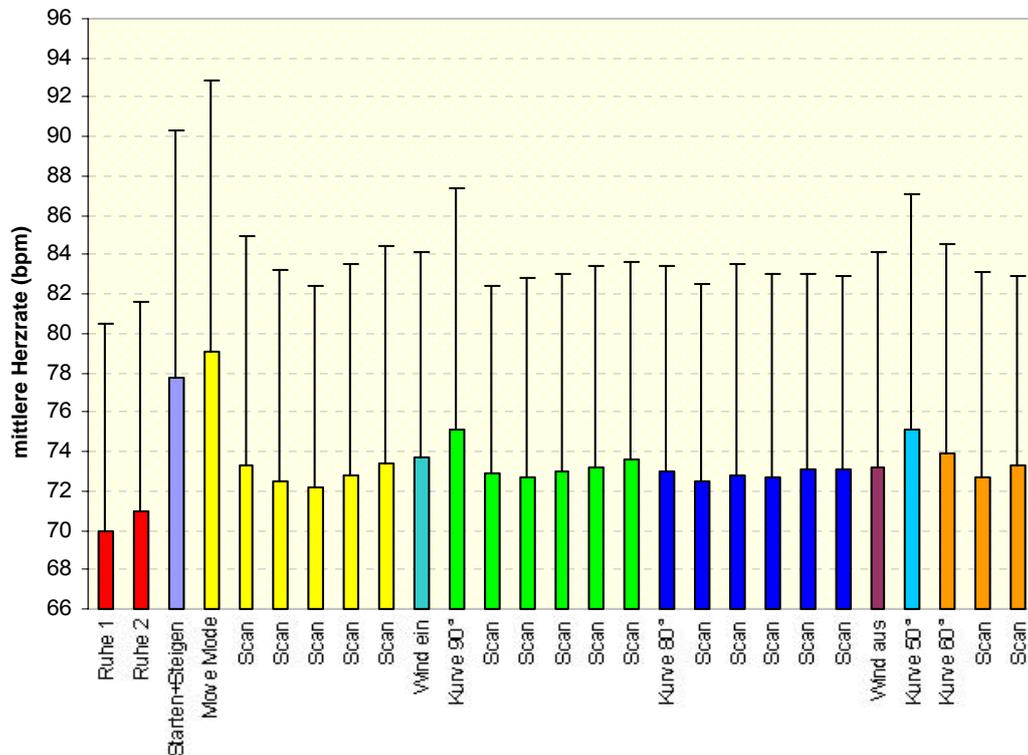


Abb. 2.12: Darstellung der mittleren Herzratenwerte (in beats per minute - bpm) über alle Flugsegmente à 2 min (N = 37)

2.4.3.1 Analyse 1

Tab. 2.12: Effekte der ANOVA mit Messwiederholungen

Effekte	df 1	df 2	F	p
Mission	1.676	55.321	1.426	.248
Mission x Geschlecht	1.676	55.321	.038	.942
Mission x Tageszeit	1.676	55.321	.056	.920
Verlauf	2.820	93.064	14.903	<.001**
Verlauf x Geschlecht	2.820	93.064	1.497	.222
Verlauf x Tageszeit	2.820	93.064	.125	.938
Mission x Verlauf	4.559	150.457	5.738	<.001**
Geschlecht	1	33	.022	.882
Tageszeit	1	33	1.868	.181
Geschlecht x Tageszeit	1	33	.019	.892

* p<.016

** p<.003

Die Analyse dreier Missionen mit sechs Verlaufssegmenten erbrachte einen höchstsignifikanten Haupteffekt des Verlaufs sowie eine höchstsignifikante Interaktion von

Mission und Verlauf (Tab. 2.12). Insgesamt wies das erste Verlaufssegment eine höhere mittlere Herzrate auf als die nachfolgenden fünf Scanning-Segmente, was auch post hoc durch multiple Vergleiche gestützt werden konnte ($p < .003$). Am deutlichsten traf dies für das erste Verlaufssegment in Mission 3 zu, wie der Tukey-Test zeigte ($p < .003$), gefolgt vom ersten Verlaufssegment der Mission 5, wobei sich die Herzraten-Werte in den darauffolgenden Segmenten auf einem vergleichbaren Niveau befanden (Abb. 2.13). Es lagen keine signifikanten Zwischensubjekteffekte des Geschlechts bzw. der Tageszeit vor.

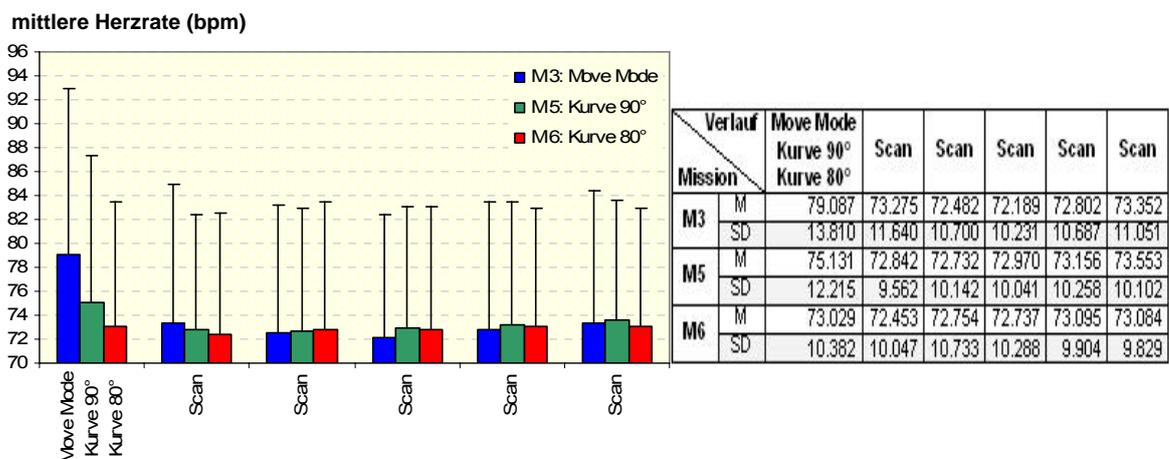


Abb. 2.13: Darstellung der Interaktion von Mission und Verlauf (2-min-Segmente) mit dazugehöriger deskriptiver Statistik (N = 37) für die mittlere Herzrate (in bpm)

2.4.3.2 Analyse 2

Tab. 2.13: Effekte der ANOVA mit Messwiederholungen

Effekte	df 1	df 2	F	p
Mission	2.272	74.990	2.914	.054
Mission x Geschlecht	2.272	74.990	.740	.497
Mission x Tageszeit	2.272	74.990	.415	.687
Verlauf	1.548	51.098	21.835	<.001**
Verlauf x Geschlecht	1.548	51.098	.600	.512
Verlauf x Tageszeit	1.548	51.098	.286	.696
Mission x Verlauf	3.477	114.730	7.045	<.001**
Geschlecht	1	33	.084	.774
Tageszeit	1	33	1.685	.203
Geschlecht x Tageszeit	1	33	.117	.735

* $p < .016$

** $p < .003$

Auch für die vier Missionen mit verkürzten Verläufen konnte ein höchstsignifikanter Haupteffekt des Verlaufs sowie eine höchstsignifikante Interaktion von Mission und

Verlauf festgestellt werden (Tab. 2.13). Auch hier wies das erste Verlaufssegment eine höhere mittlere Herzrate auf als die beiden darauffolgenden Scanning-Segmente, wie post hoc durchgeführte Mittelwertsvergleiche zeigten ($p < .016$). Wie schon in Analyse 1, konnte dies insbesondere in Mission 3 beobachtet werden ($p < .003$; Abb. 2.14). Es ergaben sich keine Zwischenssubjekteffekte des Geschlechts bzw. der Tageszeit.

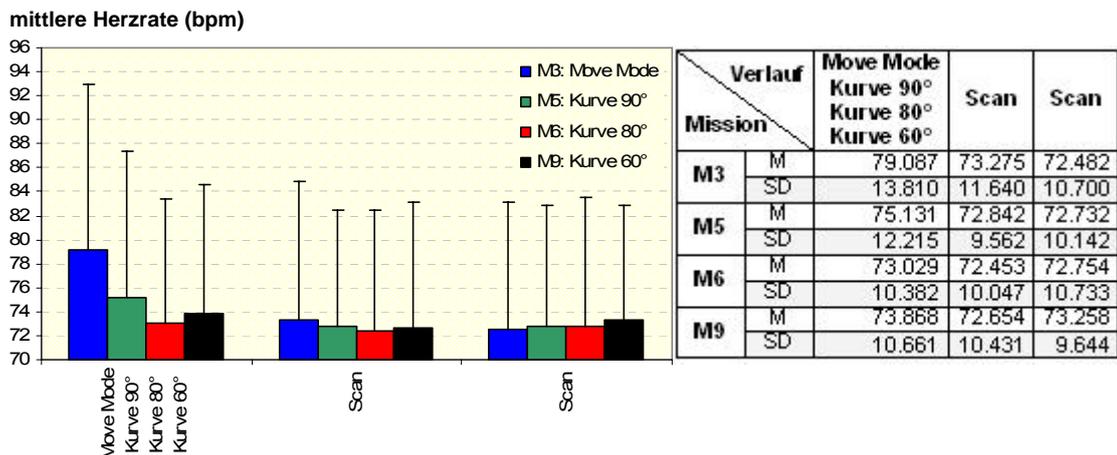


Abb. 2.14: Darstellung der Interaktion von Mission und Verlauf (2-min-Segmente) mit dazugehöriger deskriptiver Statistik (N = 37) für die mittlere Herzrate (in bpm)

2.4.3.3 Analyse 3

Tab. 2.14: Effekte der ANOVA mit Messwiederholungen

Effekte	df 1	df 2	F	p
Mission	1.850	61.052	33.299	<.001**
Mission x Geschlecht	1.850	61.052	2.263	.117
Mission x Tageszeit	1.850	61.052	1.361	.263
Geschlecht	1	33	.245	.624
Tageszeit	1	33	2.081	.159
Geschlecht x Tageszeit	1	33	.148	.703

* $p < .016$

** $p < .003$

Bei Betrachtung des Aktivitätswechsels von Segment 1b „Ruhe“ hin zu Segment 2 „Starten und Steigen“ bzw. 3a „Move Mode“ ergab sich ein höchstsignifikanter Haupteffekt der Mission (Tab. 2.14) mit einer deutlich niedrigeren mittleren Herzrate in der Ruhebedingung im Vergleich zu den nachfolgenden aktivierenden Bedingungen, was post hoc durch den Tukey-Test gestützt werden konnte ($p < .003$; Abb. 2.15). Es lagen keine weiteren Haupt- bzw. Interaktionseffekte oder Zwischenssubjekteffekte vor.

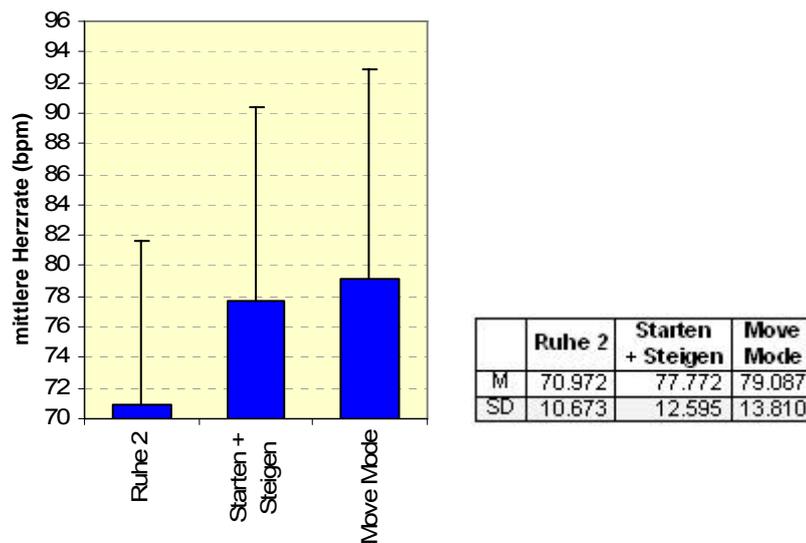


Abb. 2.15: Darstellung der Missionen (2-min-Segmente) mit dazugehöriger deskriptiver Statistik (N=37) für die mittlere Herzrate (in bpm)

2.4.3.4 Analyse 4

Tab. 2.15: Effekte der ANOVA mit Messwiederholungen

Effekte	df 1	df 2	F	p
Abfolge	1.000	33.000	.070	.793
Abfolge x Geschlecht	1.000	33.000	.006	.940
Abfolge x Tageszeit	1.000	33.000	1.023	.319
Mission	1.497	49.400	6.765	.005*
Mission x Geschlecht	1.497	49.400	.256	.710
Mission x Tageszeit	1.497	49.400	.501	.556
Abfolge x Mission	1.927	63.607	.164	.841
Geschlecht	1	33	.008	.928
Tageszeit	1	33	1.587	.217
Geschlecht x Tageszeit	1	33	.005	.945

* $p < .016$

** $p < .003$

Der Vergleich zweier ähnlicher Missionsabfolgen mit Missionen unterschiedlich aktivierenden Inhalts zeigte einen signifikanten Haupteffekt der Mission (Tab. 2.15), wobei speziell die Mission überwachender Tätigkeit (Scanning) eine geringere mittlere Herzrate aufwies als die aktivierende Mission des Kurvenmanövers (Abb. 2.16), was durch den Tukey-Test allerdings nicht bestätigt werden konnte ($p > .016$). Es lagen keine weiteren Haupt- bzw. Interaktionseffekte oder Zwischensubjekteffekte vor.

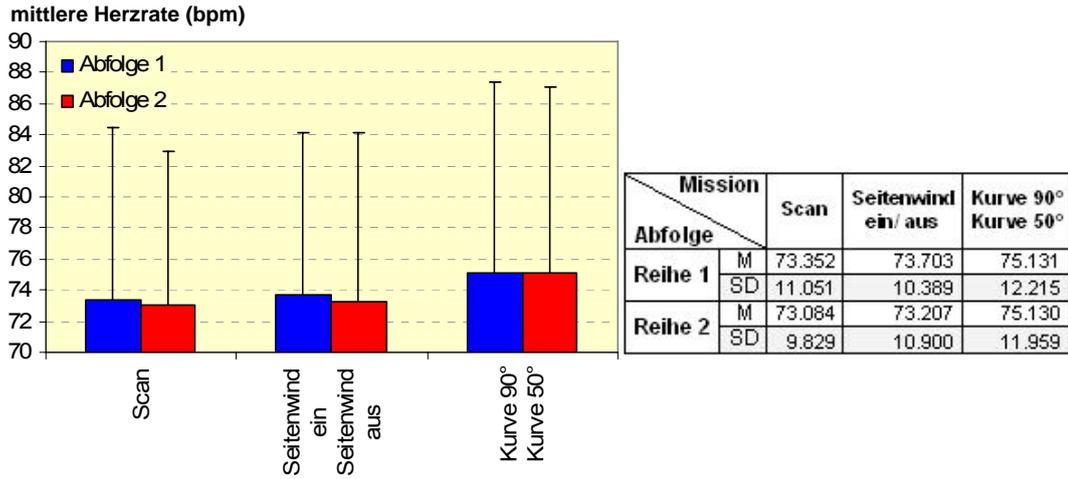


Abb. 2.16: Darstellung der Missionsabfolgen (2-min-Segmente) mit dazugehöriger deskriptiver Statistik (N = 37) für die mittlere Herzrate (in bpm)

2.4.4 Herzratenvariabilität

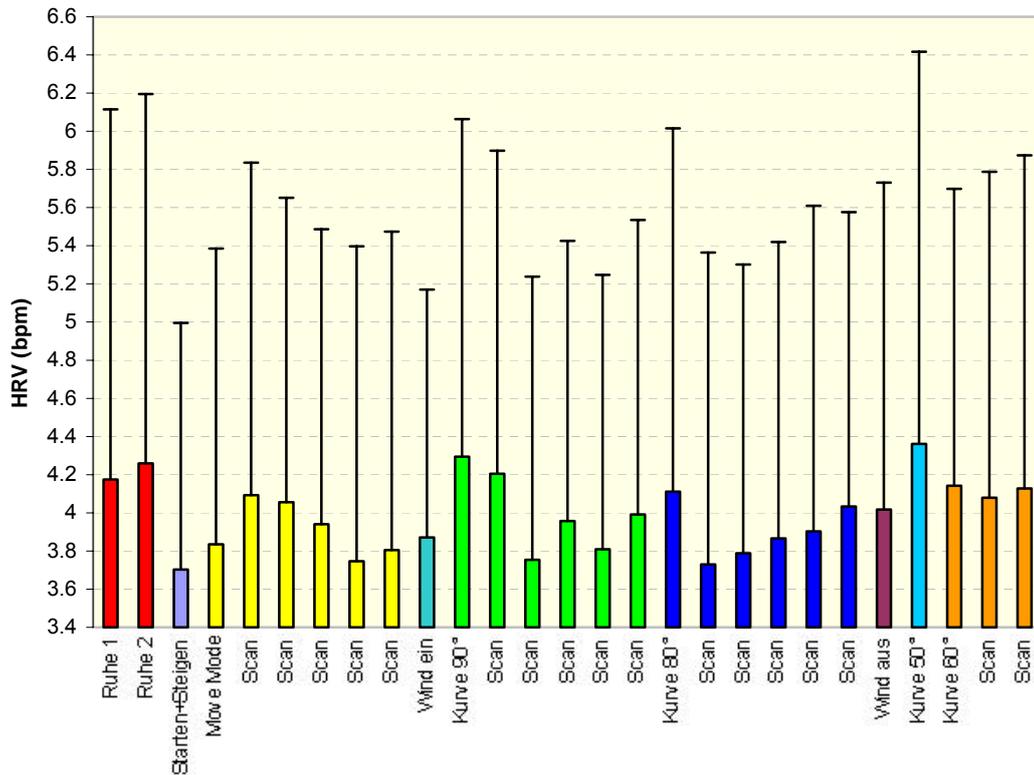


Abb. 2.17: Darstellung der HRV (in bpm) über alle Flugsegmente à 2 min (N = 37)

2.4.4.1 Analyse 1

Tab. 2.16: Effekte der ANOVA mit Messwiederholungen

Effekte	df 1	df 2	F	p
Mission	1.852	61.125	.353	.688
Mission x Geschlecht	1.852	61.125	1.793	.177
Mission x Tageszeit	1.852	61.125	.152	.844
Verlauf	3.573	117.899	1.126	.346
Verlauf x Geschlecht	3.573	117.899	.800	.515
Verlauf x Tageszeit	3.573	117.899	1.456	.224
Mission x Verlauf	5.722	188.830	2.209	.047
Geschlecht	1	33	.175	.678
Tageszeit	1	33	.722	.402
Geschlecht x Tageszeit	1	33	.022	.882

alle $p > .016$, nicht signifikant (n.s.)

Im Vergleich zu den vorangegangenen physiologischen Kennwerten konnten bei dieser Analyse weder signifikante Haupt- noch Interaktionseffekte festgestellt werden ($p > .016$; Tab. 2.16). Betrachtet man Abb. 2.17, war kaum eine Differenzierung zwischen den Missionen bzw. Verlaufssegmenten anhand der HRV möglich. Lediglich Mission 3 unterschied sich dahingehend, dass bei Segment 1 die HRV zunächst geringer war und anschließend geringfügig zunahm, um dann bei den letzten drei Segmenten wieder zurückzugehen. Bei Mission 5 hingegen war die HRV zunächst etwas höher und nahm dann nur unwesentlich ab. Mission 6 zeigte ein ähnliches Muster mit dem Unterschied, dass die HRV von Segment 3 bis Segment 6 wieder langsam anstieg.

2.4.4.2 Analyse 2

Tab. 2.17: Effekte der ANOVA mit Messwiederholungen

Effekte	df 1	df 2	F	p
Mission	2.705	89.269	1.692	.179
Mission x Geschlecht	2.705	89.269	.933	.421
Mission x Tageszeit	2.705	89.269	1.380	.255
Verlauf	1.900	62.714	1.260	.290
Verlauf x Geschlecht	1.900	62.714	.490	.605
Verlauf x Tageszeit	1.900	62.714	2.185	.123
Mission x Verlauf	3.692	121.822	1.901	.120
Geschlecht	1	33	.185	.670
Tageszeit	1	33	.971	.332
Geschlecht x Tageszeit	1	33	.029	.865

alle $p > .016$, n.s.

Wie schon in Analyse 1, konnten auch bei den Missionen mit verkürzten Verläufen keinerlei Haupt- oder Interaktionseffekte bzw. Zwischensubjekteffekte beobachtet werden (Tab. 2.17). Wie Abb. 2.17 zu entnehmen ist, waren die Segmente mit den

geringsten HRV-Werten zu Beginn der Mission 3 „Move Mode mit Instrumentennachjustierung“ sowie im zweiten Scanning-Segment der Mission 5 „Kurve 90°“ und in den beiden Scanning-Segmenten der Mission 6 „Kurve 80°“ zu sehen.

2.4.4.3 Analyse 3

Tab. 2.18: Effekte der ANOVA mit Messwiederholungen

Effekte	df 1	df 2	F	p
Mission	1.556	51.345	2.879	.078
Mission x Geschlecht	1.556	51.345	.858	.405
Mission x Tageszeit	1.556	51.345	1.267	.284
Geschlecht	1	33	.559	.460
Tageszeit	1	33	.420	.521
Geschlecht x Tageszeit	1	33	.024	.877

alle $p > .016$, n.s.

Es ergaben sich keinerlei signifikante Haupt- oder Interaktionseffekte (Tab. 2.18). In Abb. 2.17 ist ansatzweise zu erkennen, dass die HRV in der Ruhephase höher war als in den darauffolgenden aktivierenden Missionen.

2.4.4.4 Analyse 4

Tab. 2.19: Effekte der ANOVA mit Messwiederholungen

Effekte	df 1	df 2	F	p
Abfolge	1.000	33.000	2.431	.128
Abfolge x Geschlecht	1.000	33.000	4.694	.038
Abfolge x Tageszeit	1.000	33.000	.921	.344
Mission	1.510	49.827	5.375	.013*
Mission x Geschlecht	1.510	49.827	1.622	.211
Mission x Tageszeit	1.510	49.827	.025	.946
Abfolge x Mission	1.949	64.312	.298	.738
Geschlecht	1	33	.001	.981
Tageszeit	1	33	1.240	.274
Geschlecht x Tageszeit	1	33	.041	.841

* $p < .016$

Die Analyse ähnlicher Missionsabfolgen zeigte einen signifikanten Haupteffekt der Mission (Tab. 2.19), wobei von den Mittelwerten her betrachtet die aktivierende Mission des Kurvenmanövers eine höhere HRV anzeigte als die Missionen des Scannens und der Windänderung (Abb. 2.18), was post hoc jedoch nicht bestätigt werden konnte ($p > .016$).

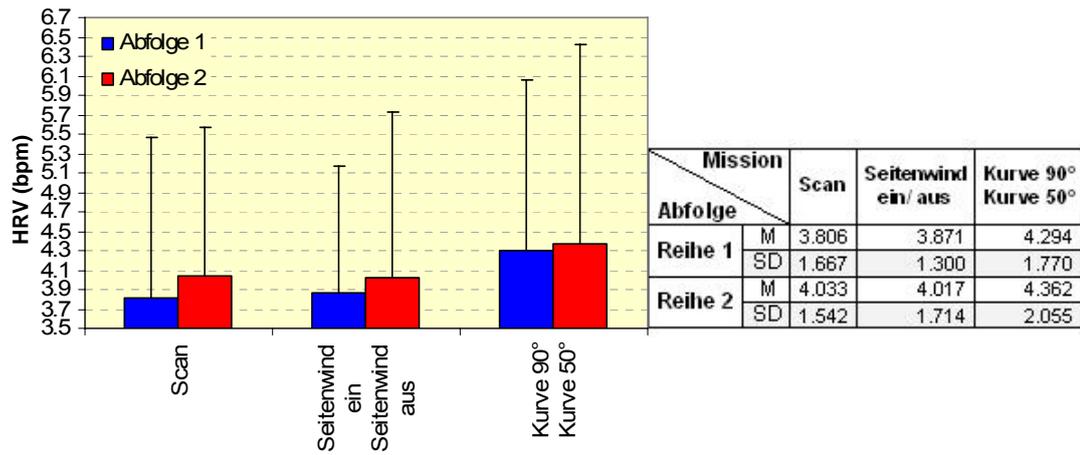


Abb. 2.18: Darstellung der Missionsabfolgen (2-min-Segmente) mit dazugehöriger deskriptiver Statistik (N = 37) für die HRV (in bpm)

2.4.5 Atemfrequenz

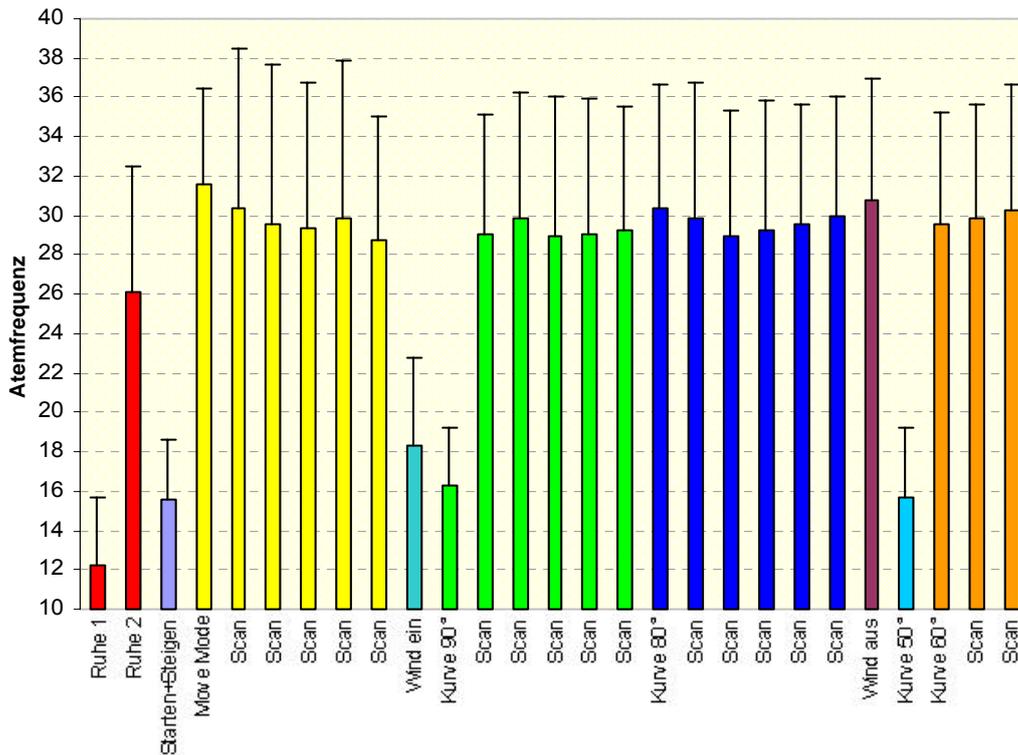


Abb. 2.19: Darstellung der Atemfrequenz über alle Flugsegmente à 2 min (N = 38)

2.4.5.1 Analyse 1

Tab. 2.20: Effekte der ANOVA mit Messwiederholungen

Effekte	df 1	df 2	F	p
Mission	1.541	52.407	23.901	<.001**
Mission x Geschlecht	1.541	52.407	.949	.373
Mission x Tageszeit	1.541	52.407	2.725	.088
Verlauf	2.547	86.592	21.665	<.001**
Verlauf x Geschlecht	2.547	86.592	.527	.635
Verlauf x Tageszeit	2.547	86.592	.596	.593
Mission x Verlauf	5.960	202.643	53.897	<.001**
Geschlecht	1	34	.061	.806
Tageszeit	1	34	.467	.499
Geschlecht x Tageszeit	1	34	.206	.653

* p<.016

** p<.003

Für die Analyse der Missionen 3, 5 und 6 mit jeweils sechs Verlaufssegmenten ergaben sich höchstsignifikante Haupteffekte der Mission und des Verlaufs sowie eine höchstsignifikante Interaktion dieser beiden Faktoren (Tab. 2.20). Im Durchschnitt wies Mission 5 eine geringere mittlere Atemfrequenz auf als die Missionen 3 und 6, was durch den Tukey-Test tendenziell gestützt werden konnte ($p < .032$). Von den Verlaufssegmenten her war die Atemfrequenz des ersten Verlaufssegmentes im Mittel niedriger als bei den nachfolgenden Segmenten (post hoc $p < .003$). Speziell Verlaufssegment 1 der Mission 5 hatte im Vergleich zu den nachfolgenden Segmenten und den Segmenten der anderen beiden Missionen eine nahezu halbierte mittlere Atemfrequenz (post hoc $p < .003$; Abb. 2.20). Es lagen keine signifikanten Zwischensubjekteffekte des Geschlechts bzw. der Tageszeit vor.

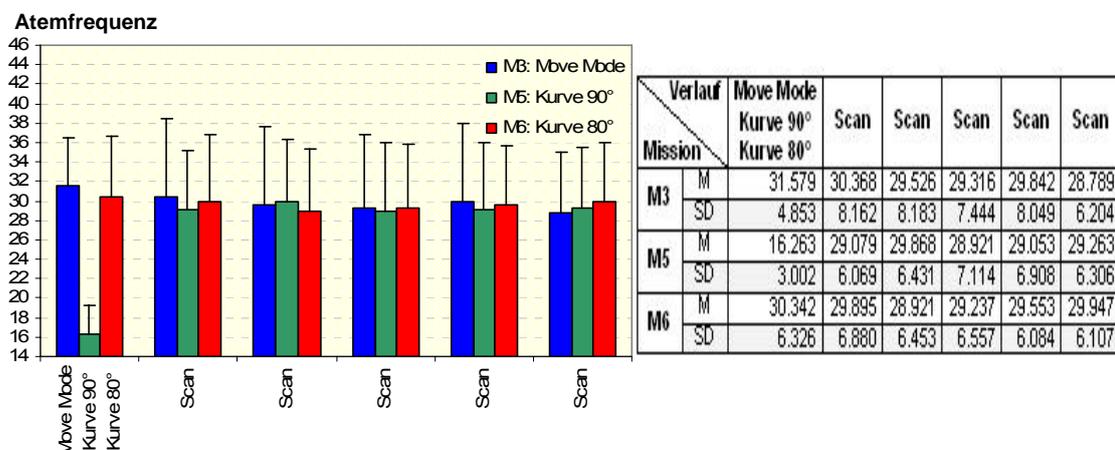


Abb. 2.20: Darstellung der Interaktion von Mission und Verlauf (2-min-Segmente) mit dazugehöriger deskriptiver Statistik (N = 38) für die Atemfrequenz

2.4.5.2 Analyse 2

Tab. 2.21: Effekte der ANOVA mit Messwiederholungen

Effekte	df 1	df 2	F	p
Mission	2.220	75.468	45.017	<.001**
Mission x Geschlecht	2.220	75.468	.685	.522
Mission x Tageszeit	2.220	75.468	1.282	.285
Verlauf	1.336	45.417	31.373	<.001**
Verlauf x Geschlecht	1.336	45.417	1.211	.292
Verlauf x Tageszeit	1.336	45.417	.612	.483
Mission x Verlauf	4.073	138.484	70.988	<.001**
Geschlecht	1	34	.173	.680
Tageszeit	1	34	.246	.623
Geschlecht x Tageszeit	1	34	.287	.596

* p<.016

** p<.003

Bei Betrachtung der Missionen 3, 5, 6 und 9 mit jeweils drei Verlaufssegmenten konnten ebenfalls höchstsignifikante Haupteffekte der Mission und des Verlaufs sowie die Interaktion dieser beiden Faktoren festgestellt werden (Tab. 2.21). Hierbei unterschied sich im post-hoc-Vergleich Mission 5 mit dem Kurvenmanöver – wie schon in der ersten Analyse – aufgrund einer geringeren mittleren Atemfrequenz von den Missionen 3, 6 und 9 (post hoc p<.003). Vom Verlauf her war es im Mittel das erste Segment, welches verglichen mit den beiden nachfolgenden Segmenten eine geringere Atemtätigkeit indizierte. Entscheidenden Einfluss hatte hierbei – wie bereits in Analyse 1 – insbesondere das erste Segment der Mission 5 aufgrund seiner im Vergleich fast halbierten mittleren Atemfrequenz (post hoc p<.003; Abb. 2.21). Signifikante Zwischensubjekteffekte des Geschlechts bzw. der Tageszeit lagen nicht vor.

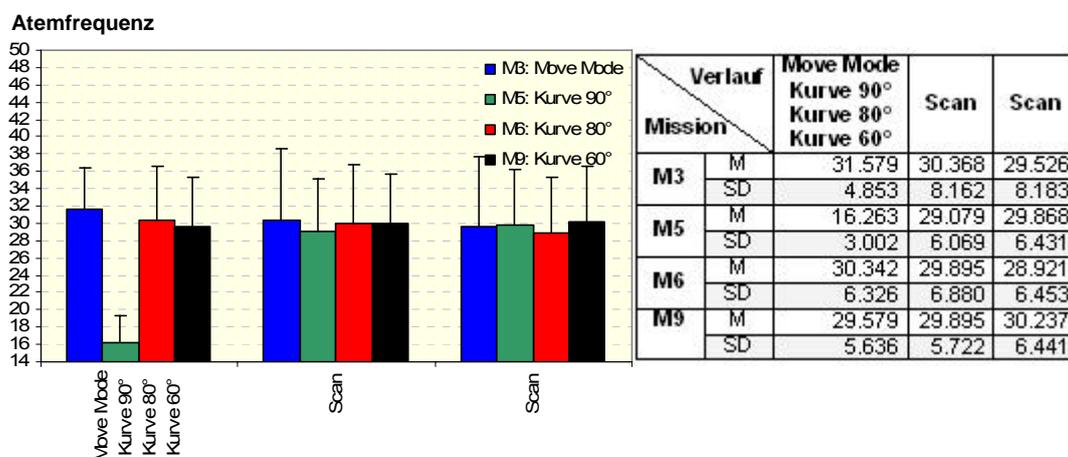


Abb. 2.21: Darstellung der Interaktion von Mission und Verlauf (2-min-Segmente) mit dazugehöriger deskriptiver Statistik (N = 38) für die Atemfrequenz

2.4.5.3 Analyse 3

Tab. 2.22: Effekte der ANOVA mit Messwiederholungen

Effekte	df 1	df 2	F	p
Mission	1.637	55.667	231.163	<.001**
Mission x Geschlecht	1.637	55.667	.924	.386
Mission x Tageszeit	1.637	55.667	6.262	.006*
Geschlecht	1	34	.955	.335
Tageszeit	1	34	.595	.446
Geschlecht x Tageszeit	1	34	.019	.892

* p<.016

** p<.003

Bei der Analyse der Missionen 1b „Ruhe“, 2 „Starten und Steigen“ und 3a „Move Mode“ konnte ein höchstsignifikanter Haupteffekt der Mission sowie eine signifikante Interaktion von Mission und Tageszeit festgestellt werden (Tab. 2.22). Im Mittelwertvergleich wies die Mission des Startens und Steigens eine fast halbierte Atemfrequenz im Vergleich zu der vorangegangenen Ruhebedingung und der nachfolgenden Mission „Move Mode“ auf (p<.003 gemäß Tukey-Test; Abb. 2.22). Im Tageszeitvergleich zeigte sich gemäß Abb. 2.23 in der Ruhebedingung nachmittags eine geringere Atemfrequenz gegenüber vormittags, wobei dieser Vergleich post hoc nicht signifikant war (p>.016).

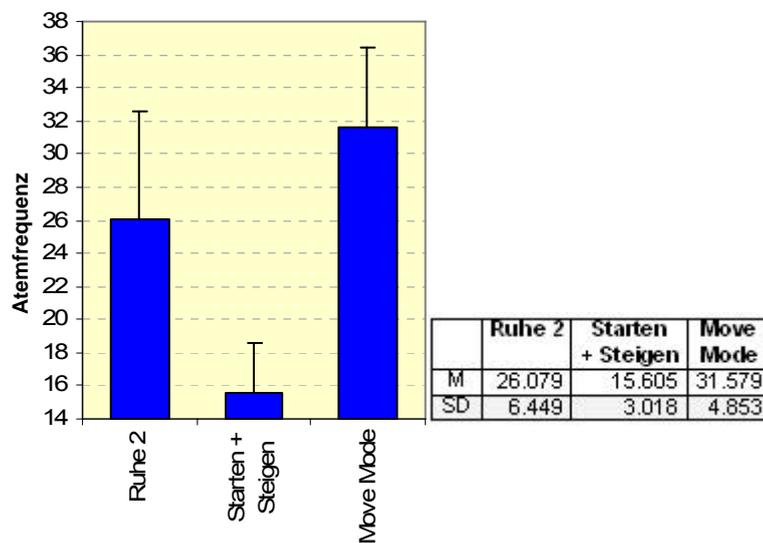


Abb. 2.22: Darstellung der Missionen (2-min-Segmente) mit dazugehöriger deskriptiver Statistik (N=38) für die Atemfrequenz

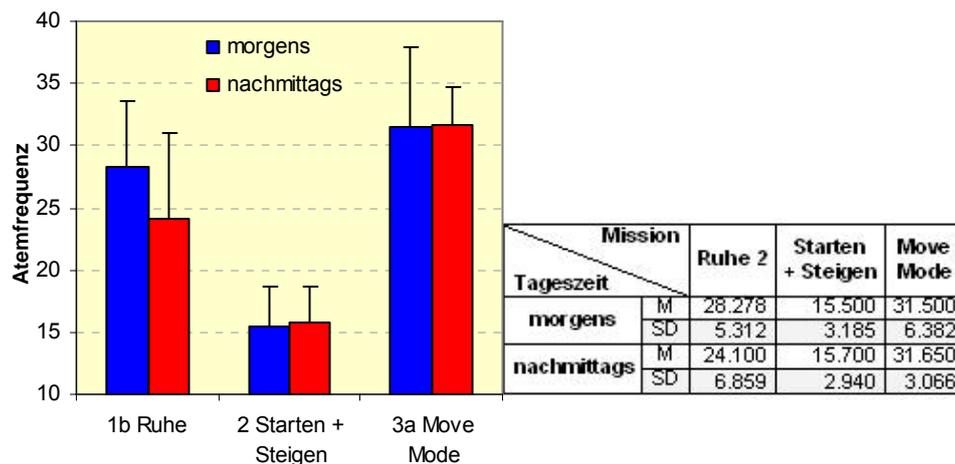


Abb. 2.23: Darstellung der Interaktion von Mission (2-min-Segmente) und Tageszeit mit dazugehöriger deskriptiver Statistik (N = 38) für die Atemfrequenz

2.4.5.4 Analyse 4

Tab. 2.23: Effekte der ANOVA mit Messwiederholungen

Effekte	df 1	df 2	F	p
Abfolge	1.000	34.000	101.665	<.001**
Abfolge x Geschlecht	1.000	34.000	.909	.347
Abfolge x Tageszeit	1.000	34.000	1.441	.238
Mission	1.426	48.484	292.051	<.001**
Mission x Geschlecht	1.426	48.484	.377	.617
Mission x Tageszeit	1.426	48.484	.337	.642
Abfolge x Mission	1.911	64.979	186.761	<.001**
Geschlecht	1	34	.098	.756
Tageszeit	1	34	.201	.657
Geschlecht x Tageszeit	1	34	.137	.714

* p<.016

** p<.003

Die Betrachtung ähnlicher Missionsabfolgen erbrachte höchstsignifikante Haupteffekte der Missionsabfolge und der Mission sowie eine höchstsignifikante Interaktion dieser beiden Faktoren (Tab. 2.23). Die zweite Missionsabfolge wies im Mittel eine höhere Atemfrequenz auf als die erste Abfolge (post hoc p<.003; siehe Abb. 2.24). Bei den Missionen zeigte sich ein Abfall der Atemfrequenz von der Mission des Scannings über die Mission der Windaktivierung bzw. -deaktivierung hin zum Kurvenmanöver 90°/50° (post hoc p<.003), was bei näherer Betrachtung der Interaktion von Mission und Missionsreihenfolge vor allem auf die erste Missionsabfolge zutraf (post hoc p<.003; siehe Abb. 2.24). Weiterhin konnte aus dieser Interaktion gezeigt werden, dass mit der

Aktivierung des Seitenwindes in der ersten Abfolge ein deutlicher Atemfrequenzrückgang zu beobachten war im Vergleich zur Deaktivierung des Seitenwindes in der zweiten Abfolge (post hoc $p < .003$; Abb. 2.24). Ein Zwischensubjekteffekt des Geschlechts bzw. der Tageszeit lag nicht vor.

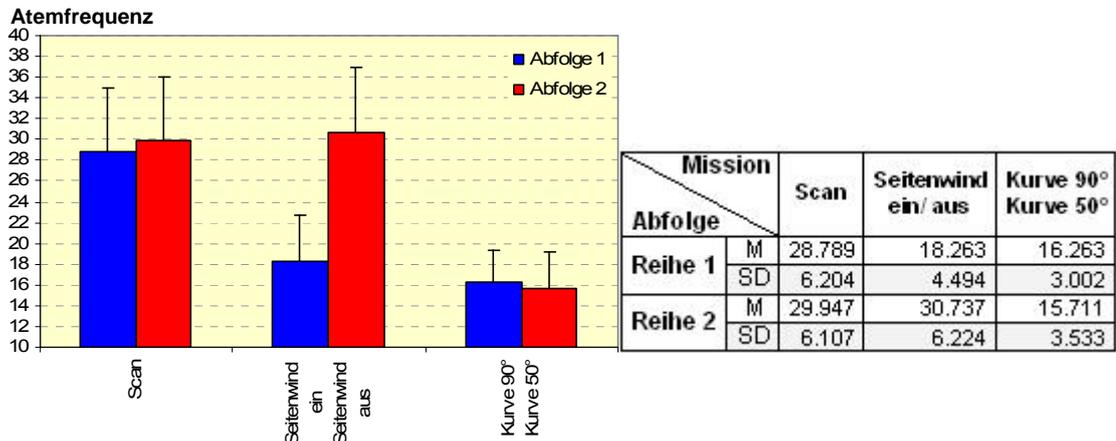


Abb. 2.24: Darstellung der Missionsabfolgen (2-min-Segmente) mit dazugehöriger deskriptiver Statistik (N = 38) für die Atemfrequenz

2.4.6 Atemtiefe

Wie die varianzanalytischen Berechnungen der Atemfrequenz zeigen, ergab sich beim Übergang von der Ruhephase (1b) zum Starten und Steigen (2), bei der Aktivierung des Seitenwindes (4) sowie bei den Kurvenmanövern 90° (5a) und 50° (8) jeweils eine merkliche Reduzierung der Atemzüge im Vergleich zu den übrigen Flugsegmenten. Da eine ANOVA mit Messwiederholungen aufgrund der großen interindividuellen Unterschiede bei der Amplitude der Atemfrequenz nicht angebracht erschien (Einflüsse von Bauch- vs. Brustatmung, vgl. Abschnitt 1.6.3.3), wurden für die fraglichen Flugsegmente *intraindividuell* z-transformierte Werte berechnet (siehe Anhang S. A 10) und diese anschließend für jeden Probanden graphisch abgetragen, um so feststellen zu können, wie Atemfrequenz und -tiefe in den fraglichen Flugsegmenten zusammenhängen (Abb. 2.25 bis 2.27).

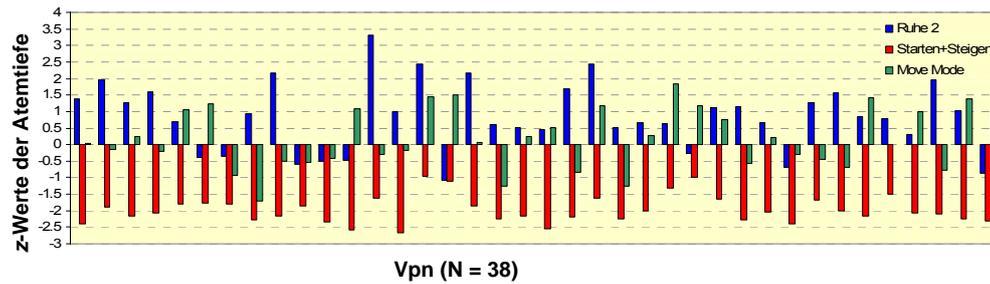


Abb. 2.25: Darstellung der z-transformierten Werte der Atemtiefe für die 2-min-Segmente 1b „Ruhe 2“, 2 „Starten + Steigen“ und 3a „Move Mode“

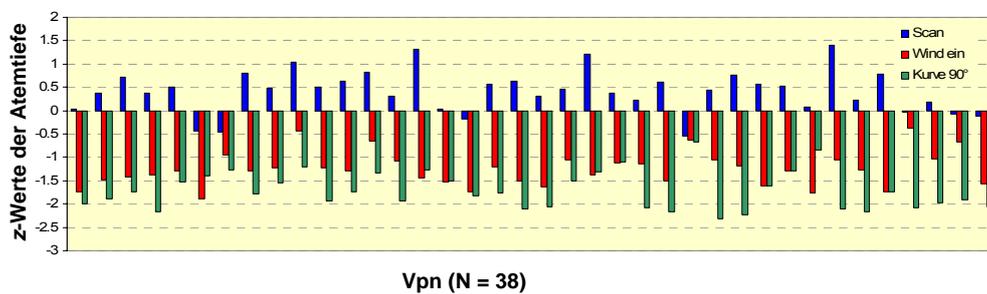


Abb. 2.26: Darstellung der z-transformierten Werte der Atemtiefe für die Segmentabfolge 3f „Scan“, 4 „Wind aktivieren“ und 5a „Kurve 90°“ (à 2 min)

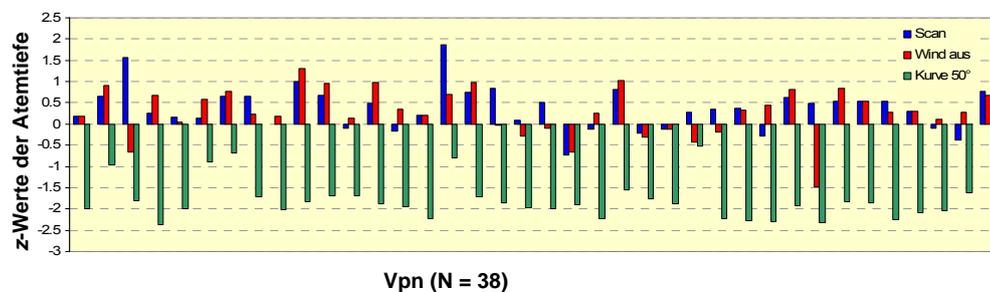


Abb. 2.27: Darstellung der z-transformierten Werte der Atemtiefe für die Segmentabfolge 6f „Scan“, 7 „Wind deaktivieren“ und 8 „Kurve 50°“ (à 2 min)

Bei Betrachtung der entscheidenden Segmente in den Abb. 2.25 bis 2.27 konnte aufgrund dieser Vorgehensweise festgestellt werden, dass die Reduzierung der Atemfrequenz in den besagten Flugsegmenten tatsächlich mit verringerten Amplituden der Atemtiefe (= negativen z-Werten) assoziiert war.

2.4.7 EEG-Daten

Es wurde – wie bereits bei den peripherphysiologischen Parametern – eine adjustierte Irrtums-Wahrscheinlichkeit von $\alpha = .01667$ festgesetzt ($\alpha = .05/3$ Vergleiche). Allen Analysen wurden $N = 36$ Vpn zugrundegelegt. Signifikante Effekte lagen bei $\alpha \leq .016$, hochsignifikante Effekte bei $\alpha \leq .003$ und tendenzielle Effekte bei $\alpha \leq .032$ vor. Für detaillierte Abbildungen und deskriptive Statistiken aller 27 Segmente der Flugaufgabe sei auf den Anhang (S. A 12 bis A 18) verwiesen.

2.4.7.1 Analyse 1

Tab. 2.24: Effekte der ANOVA mit Messwiederholungen

Effekt	df 1	df 2	F	p
Areal	1.456	46.593	24.405	<.001**
Areal x Geschlecht	1.456	46.593	15.881	<.001**
Areal x Tageszeit	1.456	46.593	0.412	.600
Hemisphäre	1.000	32.000	7.450	.010*
Hemisphäre x Geschlecht	1.000	32.000	12.100	.001**
Hemisphäre x Tageszeit	1.000	32.000	0.880	.355
Mission	1.854	59.336	6.869	.003**
Mission x Geschlecht	1.854	59.336	0.084	.907
Mission x Tageszeit	1.854	59.336	1.745	.186
Verlauf	2.917	93.336	4.622	.005*
Verlauf x Geschlecht	2.917	93.336	0.300	.820
Verlauf x Tageszeit	2.917	93.336	0.719	.539
Areal x Hemisphäre	2.107	67.424	9.888	<.001**
Areal x Mission	2.695	86.236	1.343	.267
Hemisphäre x Mission	1.889	60.438	1.486	.235
Areal x Verlauf	5.844	187.008	6.426	<.001**
Hemisphäre x Verlauf	2.835	90.726	1.080	.360
Mission x Verlauf	5.133	164.253	4.289	.001**
Geschlecht	1.000	32.000	1.342	.255
Tageszeit	1.000	32.000	0.357	.554
Geschlecht x Tageszeit	1.000	32.000	0.538	.469

* $p < .016$

** $p < .003$

Der Vergleich der Missionen „Move Mode“ (Mission 3), „Kurve 90°“ (Mission 5) und „Kurve 80°“ (Mission 6) ergab signifikante sowie hoch- bzw. höchstsignifikante Haupteffekte der Mission, des Verlaufs, des Areal und der Hemisphäre sowie eine höchstsignifikante Interaktion von Mission und Verlauf, Areal und Verlauf, Areal und Geschlecht sowie Areal und Hemisphäre (Tab. 2.24). Im Missionsvergleich wies die Mission 3 die höheren Indexwerte auf, was sich post hoc mittels Tukey-Test allerdings nicht belegen ließ ($p > .016$). Über die Verlaufssegmente betrachtet, zeigte die Mission 3 ebenfalls höhere Indexwerte im Vergleich zu den Verlaufssegmenten der Missionen

„Kurve 90°“ und „Kurve 80°“, wobei in den letzten beiden Scanning-Segmenten eine Angleichung der Verlaufssegmente aller drei Missionen festzustellen war (post hoc $p > .016$, n.s.; Abb. 2.28). Wie aus Abb. 2.28 hervorgeht, wies nur die Mission 3 eine monotone Abnahme der Indexwerte über den Verlauf auf, wohingegen die Missionen 5 und 6 mit den Kurvenmanövern von den Indexwerten her eher gleichförmig verliefen. Des Weiteren dominierte über die Verlaufssegmente betrachtet ein hoher Engagement-Indexwert im präfrontalen Bereich (siehe Abb. 2.29), was sich auch post hoc bestätigte ($p < .001$). Die geringste Aktivität konnte im centralen und parietalen Bereich beobachtet werden, was sich vor allem in den Scanning-Phasen zeigte (post hoc $p < .001$). Wie aus Abb. 2.29 hervorgeht, waren die Engagement-Indexwerte in den Arealen AF bis C über die Verlaufssegmente betrachtet nahezu identisch, wohingegen von den Arealen CP bis O eine kontinuierliche Abnahme der Werte im Verlauf zu sehen war. Der Schwerpunkt im präfrontalen Bereich war insbesondere rechtshemisphärisch zu beobachten, was vor allem bei den weiblichen Probanden hervortrat (Abb. 2.30 bzw. Anhang S. A 12; post hoc alle $p > .016$, n.s., wobei hier nochmals darauf hingewiesen sei, dass der Tukey-Test ein sehr konservativer Weg des post-hoc-Mittelwertsvergleichs ist). Wie in Abb. 2.30 zu erkennen ist, zeigten die weiblichen Teilnehmer im Geschlechts- und Arealvergleich höhere Engagement-Indexwerte in den Arealen AF bis FC. In den Arealen C bis O hingegen erfolgte eine Umkehrung mit etwas höheren Engagement-Indexwerten für die männlichen Teilnehmer, was statistisch jedoch nicht signifikant war (post hoc $p > .016$). Es ergaben sich keine signifikanten Zwischensubjekteffekte des Geschlechts bzw. der Tageszeit.

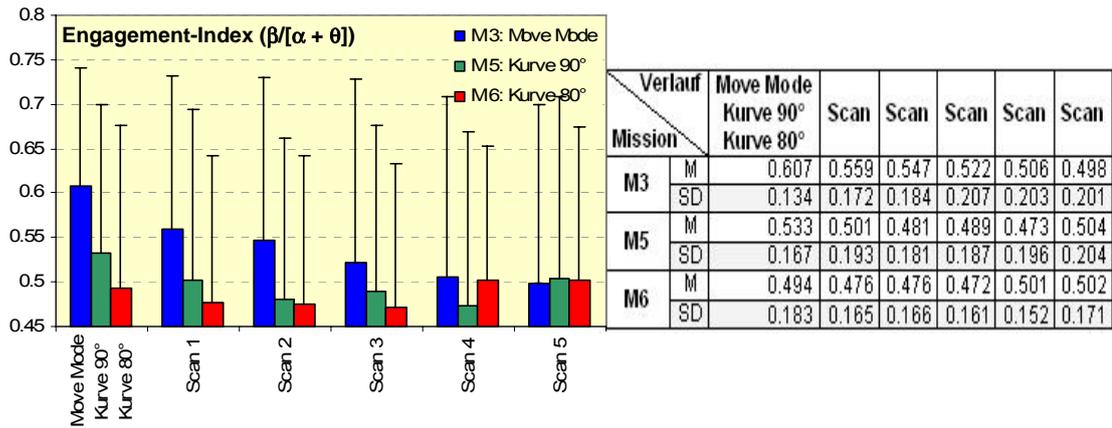


Abb. 2.28: Darstellung der Interaktion von Mission und Verlauf (2-min-Segmente) mit dazugehöriger deskriptiver Statistik (N = 36) für die Engagement-Indexwerte (Quotient)

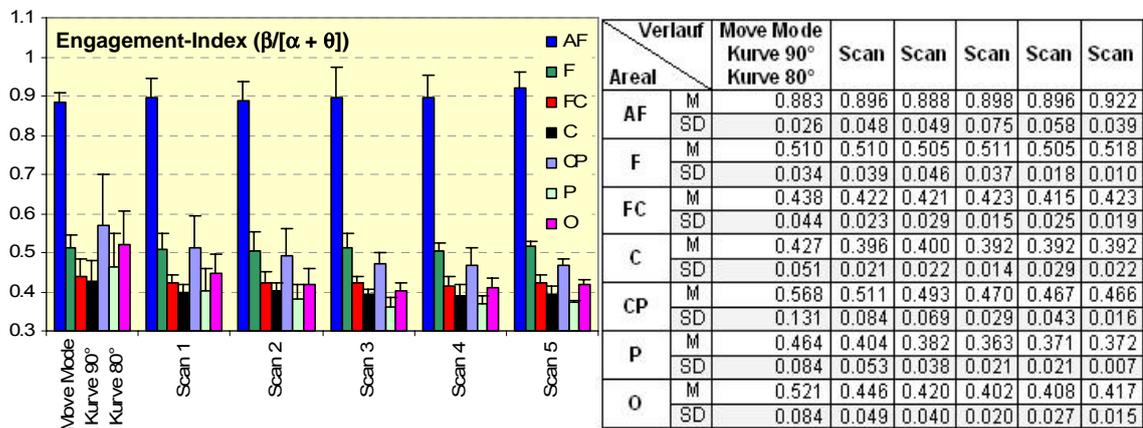


Abb. 2.29: Darstellung der Interaktion von Areal und Verlauf (2-min-Segmente) mit dazugehöriger deskriptiver Statistik (N = 36) für die Engagement-Indexwerte (Quotient)

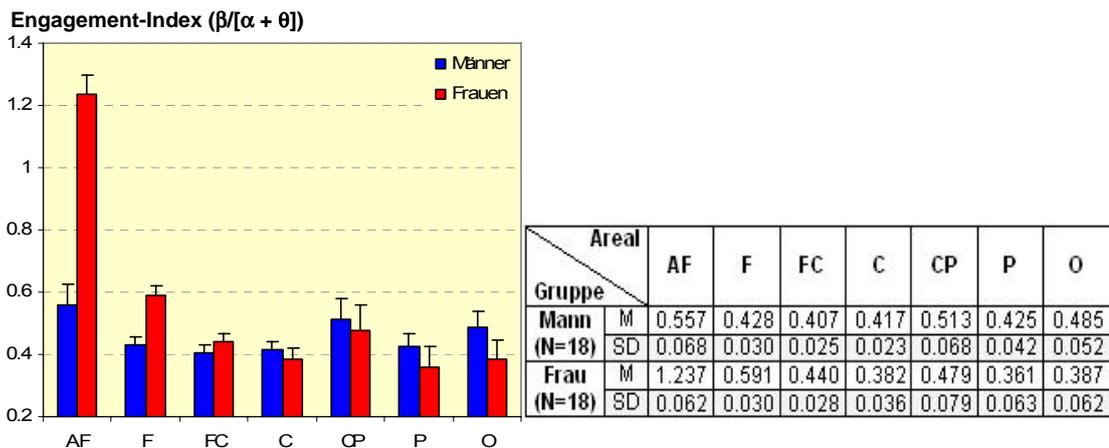


Abb. 2.30: Darstellung der Interaktion von Areal und Geschlecht mit dazugehöriger deskriptiver Statistik (N = 36) für die Engagement-Indexwerte (Quotient)

2.4.7.2 Analyse 1 für Elektroden der Mittellinie

Tab. 2.25: Effekte der ANOVA mit Messwiederholungen

Effekte	df 1	df 2	F	p
Elektrode	1.648	52.731	22.723	<.001**
Elektrode x Geschlecht	1.648	52.731	9.596	.001**
Elektrode x Tageszeit	1.648	52.731	0.396	.635
Mission	1.996	63.863	6.039	.004*
Mission x Geschlecht	1.996	63.863	0.025	.975
Mission x Tageszeit	1.996	63.863	1.008	.371
Verlauf	2.603	83.290	1.804	.160
Verlauf x Geschlecht	2.603	83.290	0.606	.590
Verlauf x Tageszeit	2.603	83.290	0.482	.669
Elektrode x Mission	2.346	75.067	0.697	.523
Elektrode x Verlauf	3.826	122.420	4.081	.004*
Mission x Verlauf	5.242	167.742	2.171	.057
Geschlecht	1.000	32.000	0.085	.773
Tageszeit	1.000	32.000	0.673	.418
Geschlecht x Tageszeit	1.000	32.000	1.322	.259

* p<.016

** p<.003

Für die Elektroden der Mittellinie ergaben sich höchstsignifikante bzw. signifikante Haupteffekte der Elektrodenposition und der Mission sowie eine signifikante bzw. höchstsignifikante Interaktion von Elektrodenposition und Missionsverlauf bzw. Elektrodenposition und Geschlecht (Tab. 2.25). Ähnlich wie bei der vorangegangenen Areal-Analyse, wies die Mission 3 insgesamt höhere Engagement-Indexwerte auf im Vergleich zu den nachfolgenden Missionen 5 und 6 (post hoc $p > .016$, n.s.). Im Missionsverlauf trat die Fz-Elektrode in den Vordergrund, gefolgt von der AFz-Elektrode, die interessanterweise einen kleineren Engagement-Indexwert aufwies als die Präfrontal-Region insgesamt (post hoc $p < .003$; Abb. 2.31). Gegenüber den übrigen Elektrodenpositionen FCz, Cz, CPz, Pz und POz lag der Engagement-Indexwert an AFz deutlich höher (post hoc $p < .003$). Vom Verlaufsmuster her kann man Abb. 2.31 entnehmen, dass die Engagement-Indexwerte an den Elektroden AFz bis Cz nahezu unverändert waren. Für die Elektrodenpositionen CPz bis POz war dagegen zunächst eine Abnahme mit erneuter Zunahme zum Verlaufsende hin zu beobachten, was statistisch jedoch nicht signifikant war (post hoc $p > .016$). Im Geschlechtsvergleich hatten weibliche Probanden im Frontalbereich deutlich höhere Engagement-Indexwerte als die männlichen Teilnehmer (Tab. 2.25 und Abb. 2.32). Ähnlich wie bei der Betrachtung der Areale, bezog sich dies auf die Elektroden AFz und Fz, wohingegen die männlichen Teilnehmer höhere Engagement-Indexwerte an den Elektrodenpositionen FCz bis POz zeigten, was hier im Vergleich zu der Analyse der Areale noch deutlicher

hervortrat. Post-hoc-Vergleiche konnten dies allerdings statistisch nicht stützen ($p > .016$). Ein Zwischensubjekteffekt der Tageszeit blieb aus.

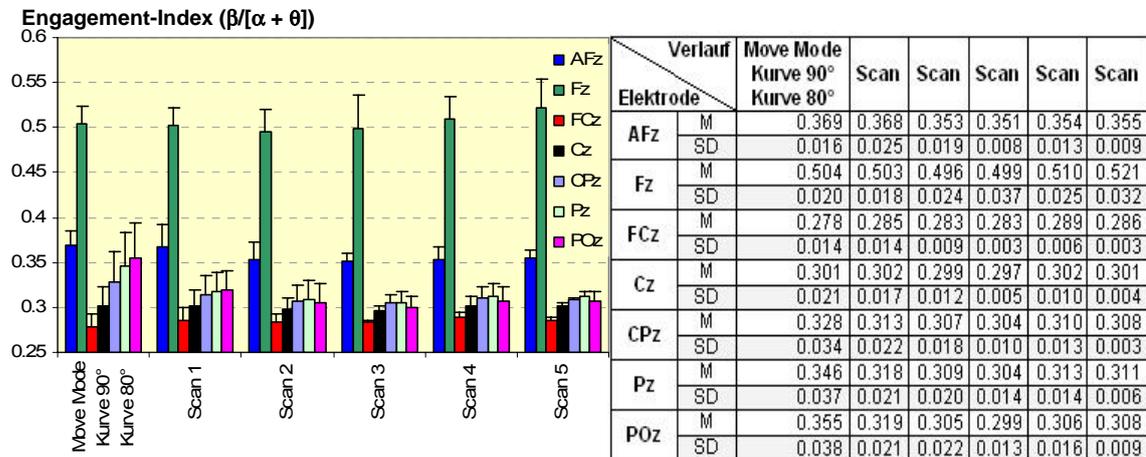


Abb. 2.31: Darstellung der Interaktion von Elektrodenposition und Verlauf (2-min-Segmente) mit dazugehöriger deskriptiver Statistik (N = 36) für die Engagement-Indexwerte (Quotient)

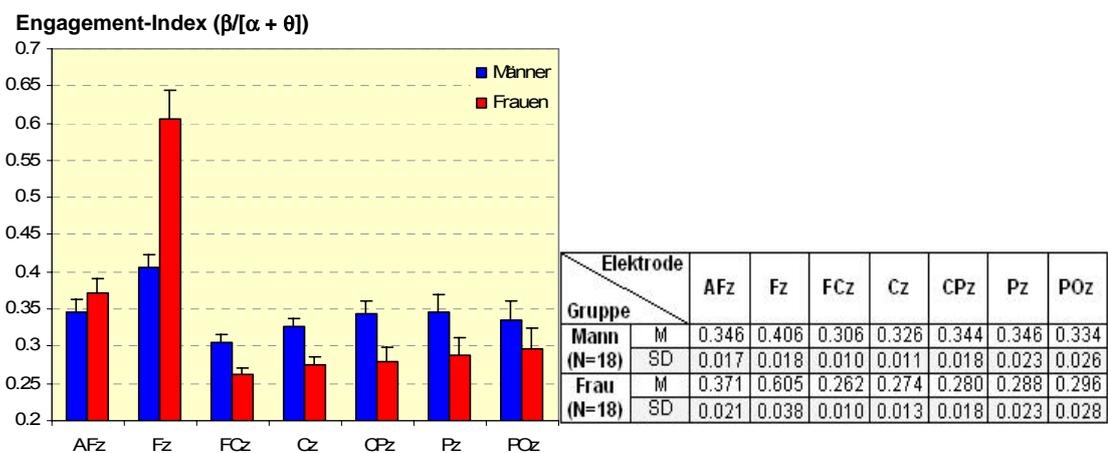


Abb. 2.32: Darstellung der Interaktion von Elektrodenposition und Geschlecht mit dazugehöriger deskriptiver Statistik (N = 36) für die Engagement-Indexwerte (Quotient)

2.4.7.3 Analyse 2

Tab. 2.26: Effekte der ANOVA mit Messwiederholungen

Effekte	df 1	df 2	F	p
Areal	1.449	46.363	20.788	<.001**
Areal x Geschlecht	1.449	46.363	14.226	<.001**
Areal x Tageszeit	1.449	46.363	0.381	.618
Hemisphäre	1.000	32.000	7.132	.012*
Hemisphäre x Geschlecht	1.000	32.000	13.439	.001**
Hemisphäre x Tageszeit	1.000	32.000	1.674	.205
Mission	2.579	82.513	11.374	<.001**
Mission x Geschlecht	2.579	82.513	0.296	.798
Mission x Tageszeit	2.579	82.513	1.389	.254
Verlauf	1.826	58.435	5.257	.010*
Verlauf x Geschlecht	1.826	58.435	0.231	.774
Verlauf x Tageszeit	1.826	58.435	0.857	.421
Areal x Hemisphäre	2.172	69.494	10.411	<.001**
Areal x Mission	3.874	123.964	2.270	.067
Hemisphäre x Mission	2.532	81.020	0.283	.804
Areal x Verlauf	3.984	127.480	6.700	<.001**
Hemisphäre x Verlauf	1.390	44.484	1.344	.264
Mission x Verlauf	4.072	130.307	2.087	.085
Geschlecht	1.000	32.000	1.136	.294
Tageszeit	1.000	32.000	0.294	.591
Geschlecht x Tageszeit	1.000	32.000	0.546	.465

* p<.016

** p<.003

Eine Analyse der Missionen 3, 5, 6 und 9 mit jeweils drei Verlaufssegmenten zeigte – wie schon in Analyse 1 – signifikante bzw. höchstsignifikante Haupteffekte des Areal und Verlaufs, der Hemisphäre und Mission sowie höchstsignifikante Interaktionen von Areal und Geschlecht, Hemisphäre und Geschlecht, Areal und Hemisphäre und Areal und Verlauf (Tab. 2.26). Es ergaben sich höhere Engagement-Indexwerte in der Mission 3 über alle drei Verlaufssegmente hinweg, wobei die Werte in den Scanning-Segmenten gegenüber den aktivierenden Segmenten abnahmen (post hoc $p > .016$, n.s.; Abb. 2.33). Die Verlaufsmuster wiesen gemäß Abb. 2.33 für die Missionen 3, 5 und 6 eine monotone Abnahme der Indexwerte auf, wohingegen bei Mission 9 zunächst eine Abnahme mit erneuter Zunahme im letzten Segment erfolgte. Die höchsten Werte konnten wieder deutlich im Präfrontalbereich über alle Verlaufssegmente gefunden werden, gefolgt von der frontalen und centroparietalen Region (Abb. 2.34), was sich post hoc teilweise belegen ließ ($p < .003$). Allerdings unterschieden sich die Verlaufsmuster für die Areale dahingehend, dass im Areal AF die Werte im Verlauf zunahmten, bei F nahezu unverändert waren und von CP bis O kontinuierlich abnahmen, wie Abb. 2.34 verdeutlicht. Die präfrontale Dominanz zeigte sich vor allem rechtshemisphärisch (post hoc $p < .001$; siehe Anhang S. A 12). Zudem wiesen die weiblichen Probanden in

diesem Areal sowohl insgesamt als auch rechtshemisphärisch höhere Indexwerte auf (post hoc $p > .016$, n.s.; Abb. 2.35). Im Arealvergleich bezog sich die Geschlechtsdominanz der weiblichen Teilnehmer auf die Areale AF bis FC, wohingegen in den Arealen C bis O eine Umkehrung mit höheren Indexwerten in der männlichen Teilnehmergruppe erfolgte (siehe Abb. 2.35). Einflüsse der Tageszeit konnten nicht beobachtet werden.

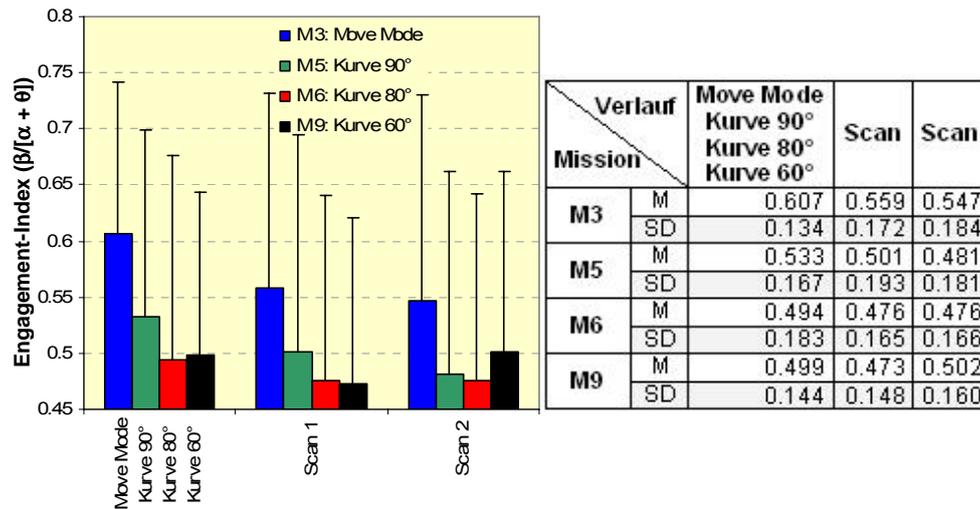


Abb. 2.33: Darstellung der Interaktion von Mission und Verlauf (2-min-Segmente) mit dazugehöriger deskriptiver Statistik (N = 36) für die Engagement-Indexwerte (Quotient)

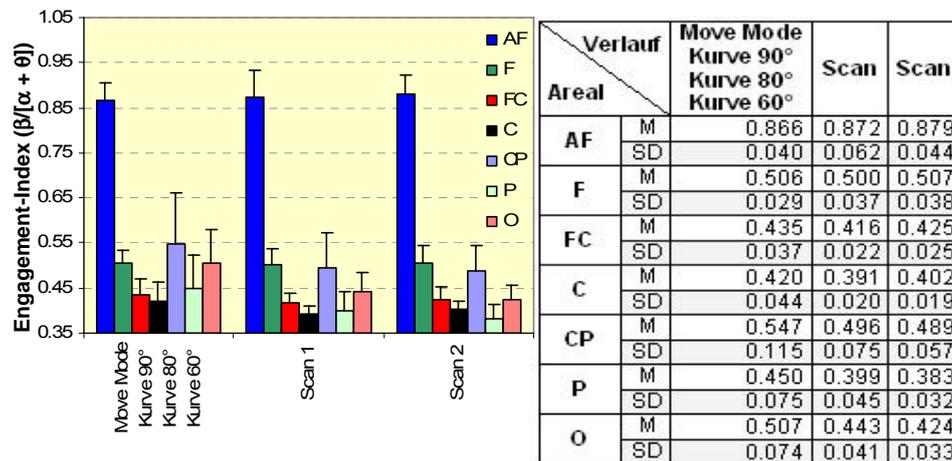


Abb. 2.34: Darstellung der Interaktion von Areal und Verlauf (2-min-Segmente) mit dazugehöriger deskriptiver Statistik (N = 36) für die Engagement-Indexwerte (Quotient)

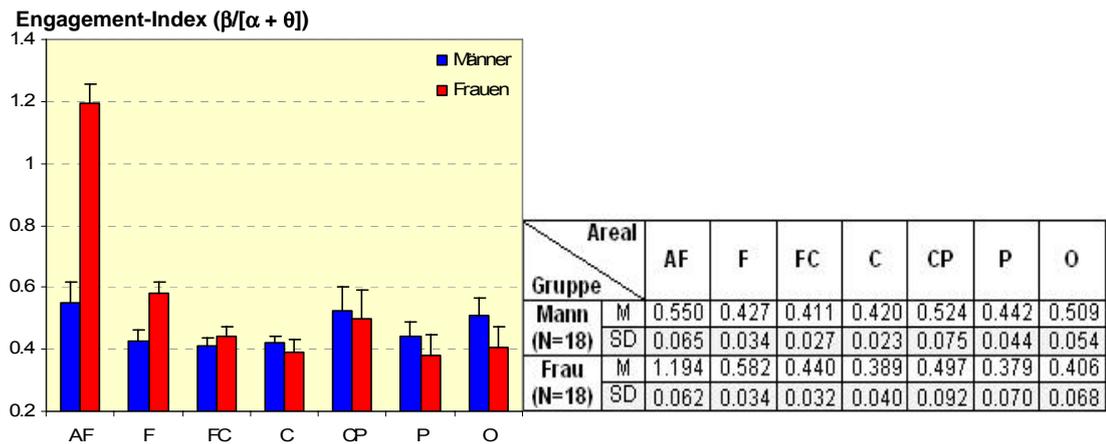


Abb. 2.35: Darstellung der Interaktion von Areal und Geschlecht mit dazugehöriger deskriptiver Statistik (N = 36) für die Engagement-Indexwerte (Quotient)

2.4.7.4 Analyse 2 für Elektroden der Mittellinie

Tab. 2.27: Effekte der ANOVA mit Messwiederholungen

Effekte	df 1	df 2	F	p
Elektrode	1.633	52.262	20.097	<.001**
Elektrode x Geschlecht	1.633	52.262	8.302	.002**
Elektrode x Tageszeit	1.633	52.262	0.390	.637
Mission	2.587	82.791	6.862	.001**
Mission x Geschlecht	2.587	82.791	0.480	.669
Mission x Tageszeit	2.587	82.791	1.059	.365
Verlauf	1.719	55.018	1.639	.206
Verlauf x Geschlecht	1.719	55.018	1.054	.346
Verlauf x Tageszeit	1.719	55.018	0.867	.411
Elektrode x Mission	2.897	92.707	0.469	.698
Elektrode x Verlauf	2.847	91.105	5.016	.003**
Mission x Verlauf	4.266	136.522	1.396	.236
Geschlecht	1.000	32.000	0.096	.759
Tageszeit	1.000	32.000	0.599	.445
Geschlecht x Tageszeit	1.000	32.000	1.513	.228

* p<.016

** p<.003

Bei Betrachtung der Mittellinien-Elektroden zeigten sich höchstsignifikante Haupteffekte der Elektrodenposition und der Mission sowie hochsignifikante Interaktionen von Elektrode und Verlauf bzw. Elektrode und Geschlecht (Tab. 2.27). Im Missions- und Verlaufsvergleich trat wieder Mission 3 mit den höheren Engagement-Indexwerten hervor (Abb. 2.36), wobei eine post-hoc-Überprüfung nicht signifikant war ($p > .016$). Für die Missionen 3, 5 und 6 ergab sich – wie schon bei der Betrachtung mit längeren Verläufen – eine monotone Abnahme der Indexwerte, was für Mission 9 nicht zu sehen war, deren Indexwert im letzten Segment wieder zunahm (vgl. Abb. 2.36). Über den Verlauf betrachtet, dominierten die Elektrodenpositionen Fz, gefolgt von AFz mit

höheren Werten im Vergleich zu den übrigen Elektrodenpositionen (Abb. 2.37), was auch durch den Tukey-Test bestätigt wurde ($p < .003$). Von den Elektrodenpositionen AFz bis Cz wiesen die Indexwerte einen nahezu gleichförmigen Verlauf auf, wohingegen von den Elektroden CPz bis POz eine monotone Abnahme der Werte zu beobachten war (vgl. Abb. 2.37). Wie bereits in der ersten Analyse, war der Engagement-Indexwert an Fz insbesondere bei den weiblichen Probanden am höchsten (Abb. 2.38; post hoc $p > .016$, n.s.). Hierbei erfolgte – wie schon in Analyse 1 – eine Umkehrung mit höheren Werten in der männlichen Probandengruppe von den Elektrodenpositionen FCz bis Cz. Signifikante tageszeitliche Veränderungen der Engagement-Indexwerte waren nicht zu sehen.

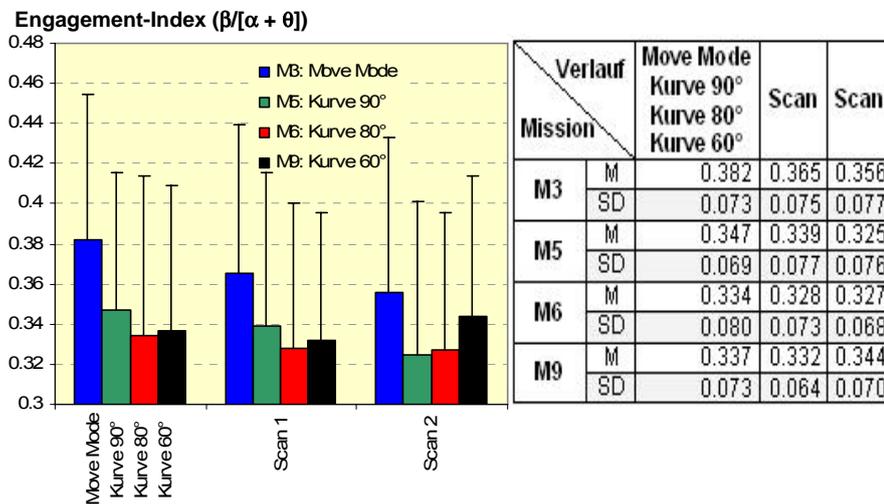


Abb. 2.36: Darstellung der Interaktion von Mission und Verlauf (2-min-Segmente) mit dazugehöriger deskriptiver Statistik (N = 36) für die Engagement-Indexwerte (Quotient)

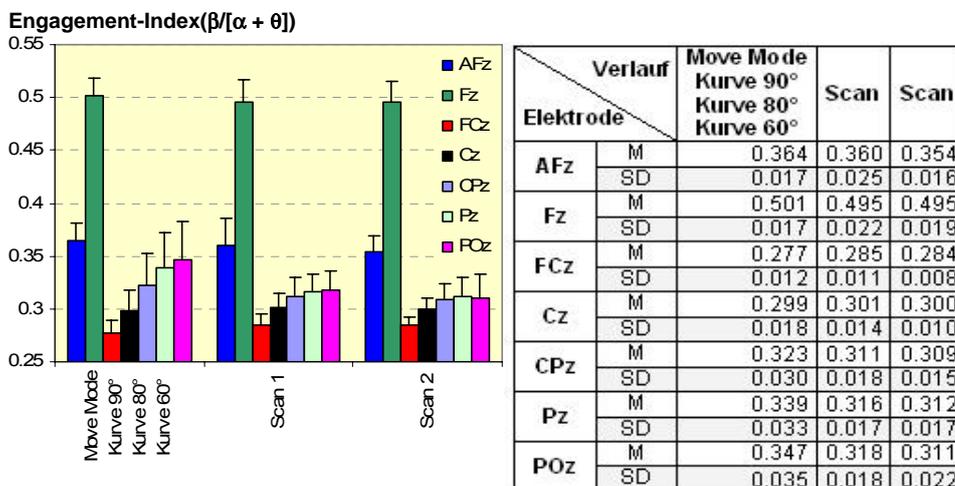


Abb. 2.37: Darstellung der Interaktion von Elektrodenposition und Verlauf (2-min-Segmente) mit dazugehöriger deskriptiver Statistik (N = 36) für die Engagement-Indexwerte (Quotient)

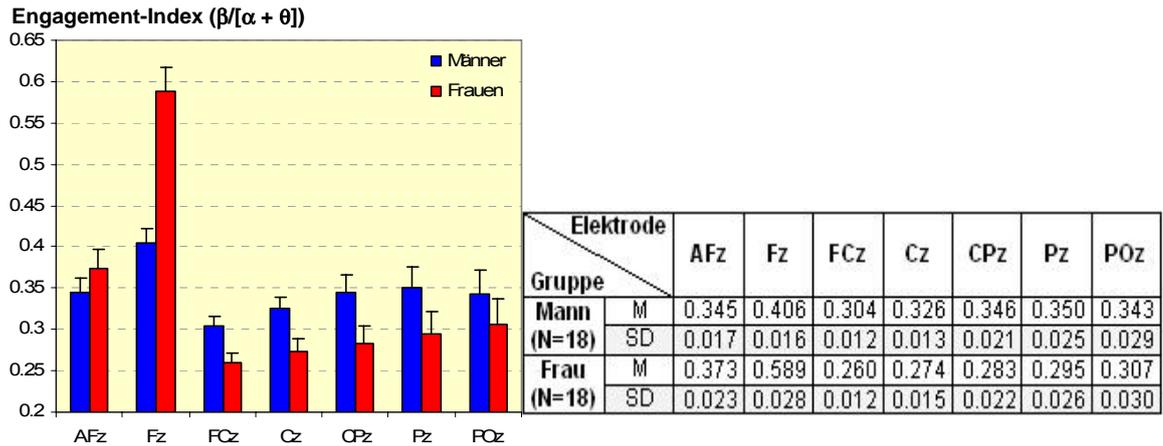


Abb. 2.38: Darstellung der Interaktion von Elektrodenposition und Geschlecht mit dazugehöriger deskriptiver Statistik (N = 36) für die Engagement-Indexwerte (Quotient)

2.4.7.5 Analyse 3

Tab. 2.28: Effekte der ANOVA mit Messwiederholungen

Effekt	df 1	df 2	F	p
Areal	2.040	65.289	8.639	<.001**
Areal x Geschlecht	2.040	65.289	4.246	.018#
Areal x Tageszeit	2.040	65.289	0.269	.769
Hemisphäre	1.000	32.000	5.681	.023#
Hemisphäre x Geschlecht	1.000	32.000	7.126	.012*
Hemisphäre x Tageszeit	1.000	32.000	1.974	.170
Mission	1.294	41.394	44.742	<.001**
Mission x Geschlecht	1.294	41.394	2.113	.149
Mission x Tageszeit	1.294	41.394	0.574	.495
Areal x Hemisphäre	2.842	90.958	9.245	<.001**
Areal x Mission	2.739	87.638	6.889	<.001**
Hemisphäre x Mission	1.847	59.110	1.657	.201
Geschlecht	1.000	32.000	0.283	.598
Tageszeit	1.000	32.000	0.000	.991
Geschlecht x Tageszeit	1.000	32.000	1.781	.191

* $p < .016$

** $p < .003$

$p < .032$ (tend.)

Die Analyse der Übergänge von geringer zu höherer Aktiviertheit (Ruhe, Starten und Steigen, Move Mode mit Nachjustierung der Instrumente) ergab höchstsignifikante Haupteffekte des Areal und der Mission sowie eine höchstsignifikante Interaktion dieser beiden Faktoren sowie von Areal und Hemisphäre. Zusätzlich konnte ein tendenzieller Haupteffekt der Hemisphäre sowie eine tendenzielle Interaktion von Areal und Geschlecht festgestellt werden (siehe Tab. 2.28). Im Missionsvergleich zeigten sich deutlich höhere Engagement-Indexwerte in den aktivierenden Missionen 2 „Starten und Steigen“ und 3a „Move Mode“ im Vergleich zur Ruhebedingung 1b, was sich post hoc

allerdings nicht bestätigen ließ ($p > .016$; Abb. 2.39). Hierbei war die Aktivität im präfrontalen Bereich ausgeprägter als in den übrigen Elektrodenbereichen (post hoc Tukey-Test $p > .016$, n.s.). In allen untersuchten Arealen war die monotone Aktivitätszunahme von der Ruhephase hin zur Höhenänderung mit Nachjustierung der Instrumente zu beobachten, was vor allem in den Arealen AF und CP zu sehen war (vgl. Abb. 2.40). Bei näherer Betrachtung der höchstsignifikanten Interaktion von Mission und Areal zeigten sich die höchsten Engagement-Indexwerte im präfrontalen Bereich vor allem in Mission 3a „Move Mode“ mit Nachjustierung der Instrumente ($p < .003$ im post-hoc-Vergleich; Abb. 2.40), gefolgt vom Areal CP. Im präfrontalen und frontalen Bereich hatten Frauen – wie schon in den vorstehenden Analysen – höhere Indexwerte als Männer (Abb. 2.41), vor allem rechtshemisphärisch, was sich mittels Tukey-Test allerdings nicht bestätigen ließ ($p > .016$). In den übrigen Arealen FC bis O zeigten sich bei den Geschlechtergruppen überwiegend vergleichbare Indexwerte. Es ergab sich kein signifikanter Zwischensubjekteffekt des Geschlechts bzw. der Tageszeit.

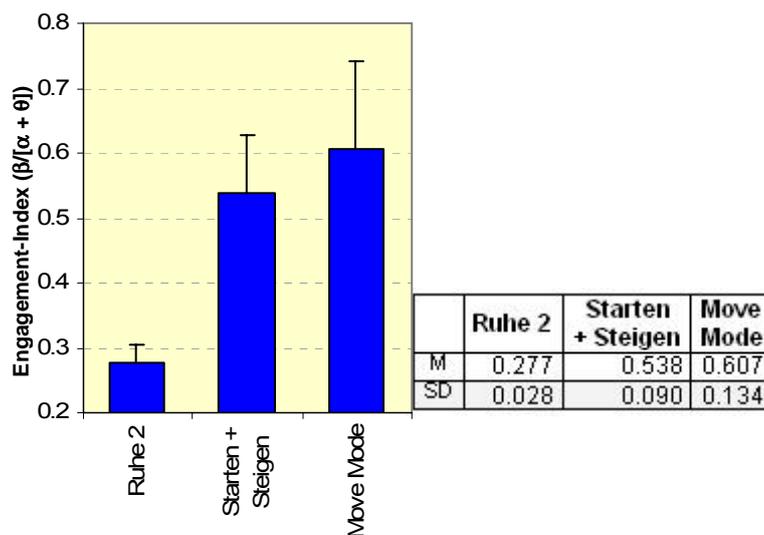


Abb. 2.39: Darstellung der Missionen (2-min-Segmente) mit dazugehöriger deskriptiver Statistik (N=36) für die Engagement-Indexwerte (Quotient)

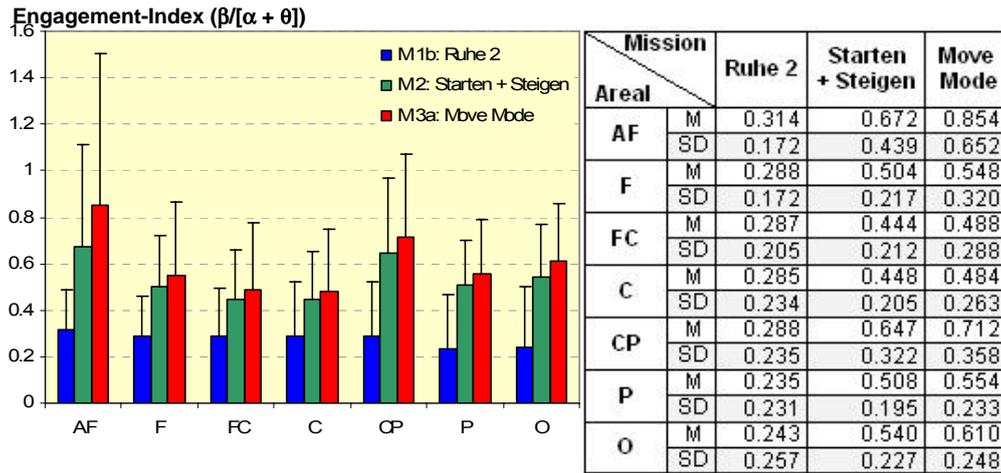


Abb. 2.40: Darstellung der Interaktion von Areal und Mission (2-min-Segmente) mit dazugehöriger deskriptiver Statistik (N = 36) für die Engagement-Indexwerte (Quotient)

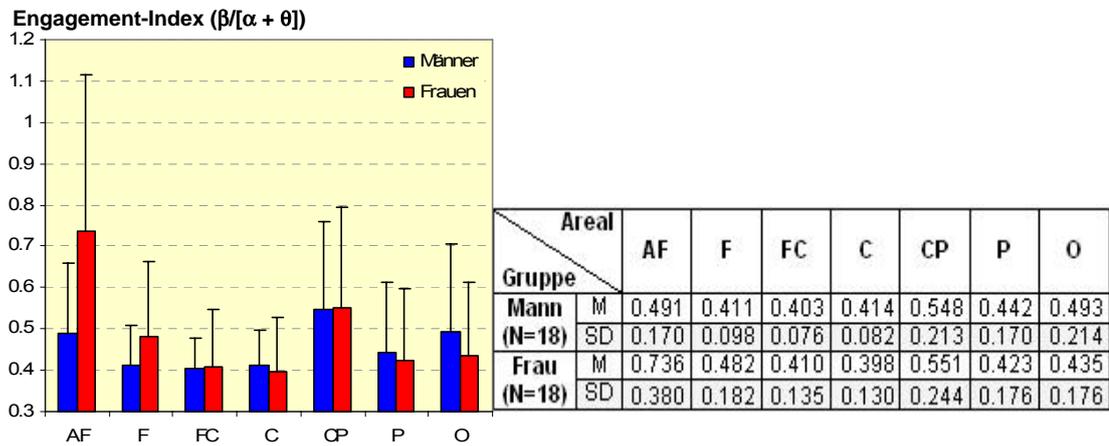


Abb. 2.41: Darstellung der Interaktion von Areal und Geschlecht mit dazugehöriger deskriptiver Statistik (N = 36) für die Engagement-Indexwerte (Quotient)

2.4.7.6 Analyse 3 für Elektroden der Mittellinie

Tab. 2.29: Effekte der ANOVA mit Messwiederholungen

Effekte	df 1	df 2	F	p
Elektrode	1.911	61.148	16.165	<.001**
Elektrode x Geschlecht	1.911	61.148	3.447	.040
Elektrode x Tageszeit	1.911	61.148	0.363	.687
Mission	1.204	38.531	22.779	<.001**
Mission x Geschlecht	1.204	38.531	0.632	.460
Mission x Tageszeit	1.204	38.531	0.810	.395
Elektrode x Mission	2.513	80.414	8.452	<.001**
Geschlecht	1.000	32.000	0.389	.537
Tageszeit	1.000	32.000	0.222	.641
Geschlecht x Tageszeit	1.000	32.000	2.516	.123

* p<.016

** p<.003

Für die Elektroden der Mittellinie zeigte sich ein ähnliches Bild wie bei der Betrachtung der vorstehenden Areale mit höchstsignifikanten Haupteffekten der Elektrode und Mission sowie einer höchstsignifikanten Interaktion dieser beiden Faktoren (Tab. 2.29). Für die aktivierenden Missionen „Starten und Steigen“ und „Move Mode mit Instrumente-Nachjustierung“ ergaben sich höhere Indexwerte als in der Ruhebedingung (post hoc Tukey-Test $p < .032$, d. h., tendenzieller Effekt; vgl. Abb. 2.42). Die Indexwerte waren in den aktivierenden Missionen über alle Mittellinienelektroden deutlich höher als unter Ruhe, was sich vor allem an Fz zeigte (post hoc $p < .003$; vgl. Abb. 2.43). Ein signifikanter Zwischensubjekteffekt des Geschlechts und der Tageszeit bzw. Interaktionen mit diesen Faktoren waren nicht festzustellen.

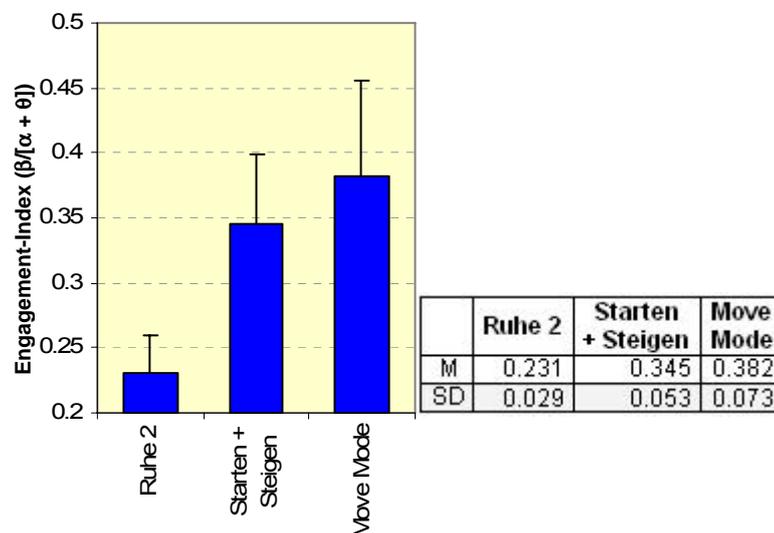


Abb. 2.42: Darstellung der Missionen (2-min-Segmente) mit dazugehöriger deskriptiver Statistik (N=36) für die Engagement-Indexwerte (Quotient)

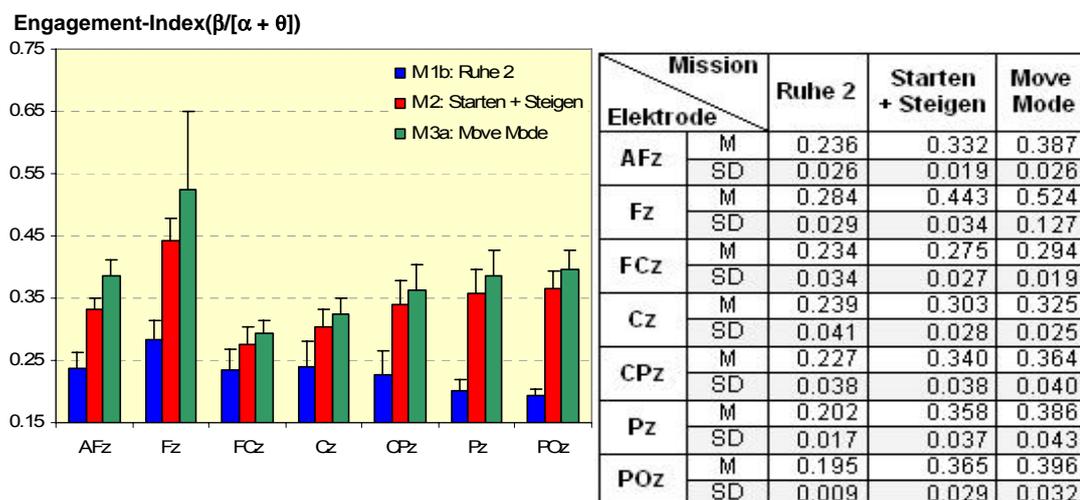


Abb. 2.43: Darstellung der Interaktion von Elektrodenposition und Mission (2-min-Segmente) mit dazugehöriger deskriptiver Statistik (N = 36) für die Engagement-Indexwerte (Quotient)

2.4.7.7 Analyse 4

Tab. 2.30: Effekte der ANOVA mit Messwiederholungen

Effekt	df 1	df 2	F	p
Areal	1.505	48.158	25.116	<.001**
Areal x Geschlecht	1.505	48.158	16.969	<.001**
Areal x Tageszeit	1.505	48.158	0.432	0.595
Hemisphäre	1.000	32.000	8.449	.007*
Hemisphäre x Geschlecht	1.000	32.000	13.118	.001**
Hemisphäre x Tageszeit	1.000	32.000	2.135	.154
Abfolge	1.000	32.000	0.056	.815
Abfolge x Geschlecht	1.000	32.000	0.437	.513
Abfolge x Tageszeit	1.000	32.000	0.482	.492
Mission	1.476	47.230	3.597	.048
Mission x Geschlecht	1.476	47.230	0.248	.713
Mission x Tageszeit	1.476	47.230	0.232	.726
Areal x Hemisphäre	2.199	70.356	11.123	<.001**
Areal x Abfolge	1.517	48.543	1.464	.241
Hemisphäre x Abfolge	1.000	32.000	0.052	.822
Areal x Mission	3.294	105.416	3.332	.019#
Hemisphäre x Mission	1.737	55.587	0.519	.572
Abfolge x Mission	1.973	63.125	0.781	.461
Geschlecht	1.000	32.000	0.978	.330
Tageszeit	1.000	32.000	0.208	.652
Geschlecht x Tageszeit	1.000	32.000	1.007	.323

* p<.016

** p<.003

p<.032 (tend.)

Die Gegenüberstellung vergleichbarer Abfolgen von Flugmissionen erbrachte signifikante bzw. höchstsignifikante Haupteffekte des Areal und der Hemisphäre sowie höchstsignifikante Interaktionen von Areal und Geschlecht, Hemisphäre und Geschlecht sowie Areal und Hemisphäre. Darüber hinaus zeigte sich eine tendenzielle Interaktion von Areal und Mission (siehe Tab. 2.30). Im Ansatz ergaben sich höhere Indexwerte während der Kurvenmanöver im Vergleich zu den überwachenden Flugsegmenten (Scanning, Wind ein bzw. aus), wobei ein signifikanter Haupteffekt der Mission bzw. eine signifikante Interaktion von Mission und Abfolge ausblieb (Tab. 2.30). Wie Abb. 2.44 ansatzweise erkennen lässt, konnte in der ersten Missionsabfolge eine kontinuierliche Zunahme des Engagement-Indexwertes von der Scanning-Phase über die Seitenwindaktivierung hin zum „Kurvenmanöver 90°“ beobachtet werden. In der zweiten Abfolge war dagegen ein Aktivitätsrückgang bei der Seitenwinddeaktivierung und eine erneute Aktivitätszunahme beim „Kurvenmanöver 50°“ zu sehen. Bei Betrachtung der involvierten Areale zeigte sich ein höchstsignifikanter Haupteffekt dahingehend, dass die Aktivität im präfrontalen Bereich (AF) deutlich ausgeprägter war als in den übrigen Arealen, was vor allem rechtshemisphärisch zutrif (post hoc p<.003). Die ausgewiesene tendenzielle Interaktion von Mission und Areal belegte wiederholt

die Dominanz des präfrontalen Bereichs (post hoc $p < .003$), wobei die Kurvenmanöver eine höhere Aktiviertheit hervorriefen als die Scanning- und Windaktivierungs-/deaktivierungsphasen (siehe Abb. 2.45). Vor allem die weiblichen Teilnehmer wiesen präfrontal (AF) höchstsignifikant höhere Engagement-Indexwerte auf als die männlichen Probanden (Abb. 2.46), was sich für die weiblichen Probanden insbesondere rechtshemisphärisch zeigte (post hoc $p > .016$, n.s.). Die höheren Indexwerte für die weiblichen Teilnehmer fanden sich im Bereich AF bis FC, wohingegen in den Arealen C bis O eine Umkehrung mit höheren Werten in der männlichen Teilnehmergruppe zu sehen war (vgl. Abb. 2.46). Es ergaben sich keine signifikanten Zwischensubjekte des Geschlechts bzw. der Tageszeit.

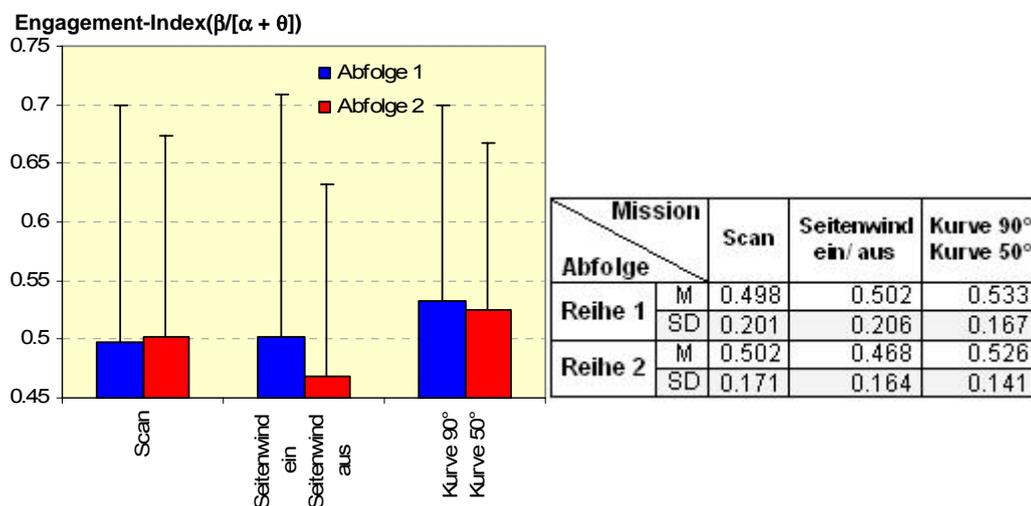


Abb. 2.44: Darstellung der Interaktion von Mission und Abfolge (2-min-Segmente) mit dazugehöriger deskriptiver Statistik (N = 36) für die Engagement-Indexwerte (Quotient)

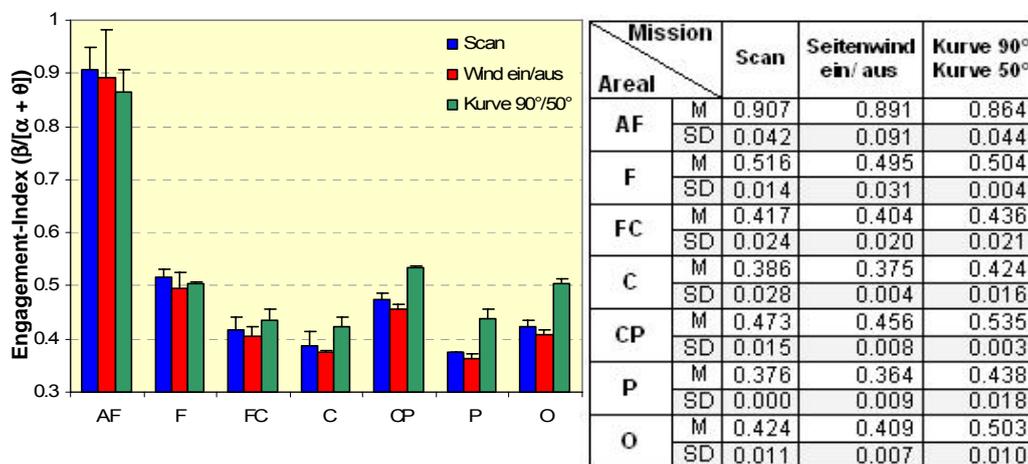


Abb. 2.45: Darstellung der Interaktion von Areal und Mission (2-min-Segmente) mit dazugehöriger deskriptiver Statistik (N = 36) für die Engagement-Indexwerte (Quotient)

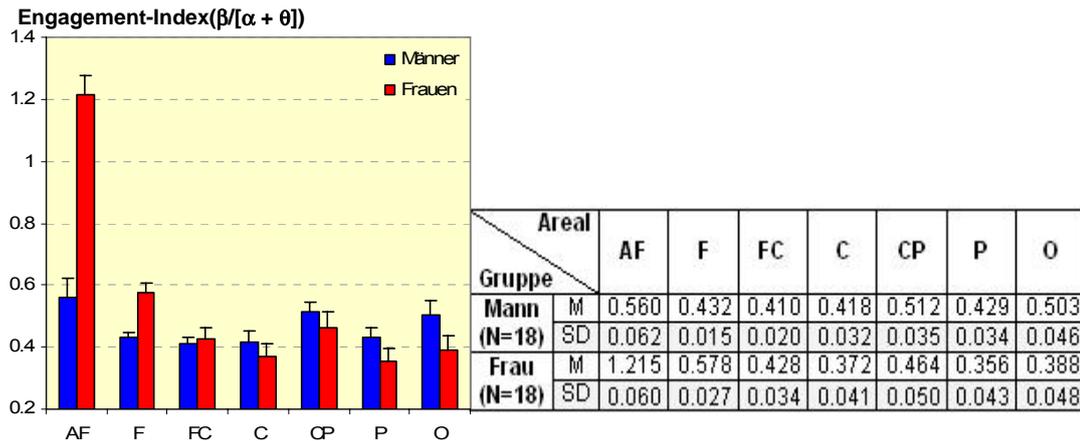


Abb. 2.46: Darstellung der Interaktion von Areal und Geschlecht mit dazugehöriger deskriptiver Statistik (N = 36) für die Engagement-Indexwerte (Quotient)

2.4.7.8 Analyse 4 für Elektroden der Mittellinie

Tab. 2.31: Effekte der ANOVA mit Messwiederholungen

Effekte	df 1	df 2	F	p
Elektrode	1.716	54.921	19.905	<.001**
Elektrode x Geschlecht	1.716	54.921	8.682	.001**
Elektrode x Tageszeit	1.716	54.921	0.718	.472
Abfolge	1.000	32.000	0.074	.787
Abfolge x Geschlecht	1.000	32.000	0.739	.396
Abfolge x Tageszeit	1.000	32.000	0.195	.662
Mission	1.718	54.986	1.461	.241
Mission x Geschlecht	1.718	54.986	0.336	.683
Mission x Tageszeit	1.718	54.986	0.319	.695
Elektrode x Abfolge	1.621	51.887	0.208	.766
Elektrode x Mission	3.406	108.982	4.288	.005*
Abfolge x Mission	1.965	62.879	0.330	.716
Geschlecht	1.000	32.000	0.164	.688
Tageszeit	1.000	32.000	0.475	.496
Geschlecht x Tageszeit	1.000	32.000	1.966	.170

* p<.016

** p<.003

Es zeigte sich ein höchstsignifikanter Haupteffekt der Elektrode, wobei die höchsten Engagement-Indexwerte an Fz zu sehen waren (Tab. 2.31; post hoc p<.003). Darüber hinaus ergab sich eine hochsignifikante Interaktion von Elektrode und Mission. Wie in Abb. 2.47 zu sehen ist, waren die Engagement-Indexwerte an Fz über alle drei Missionen (Scanning, Seitenwind ein/aus und Kurvenmanöver) am höchsten, gefolgt von AFz, wobei die Höhe der Werte an diesen Elektroden über alle drei Missionen nahezu unverändert blieb. Bei genauer Betrachtung der Elektroden während der Kurvenmanöver war an den Elektroden Cz bis POz zunächst eine Abnahme, gefolgt von einer erneuten Zunahme der Engagement-Indexwerte bei den Kurvenmanövern zu

beobachten (post hoc $p < .003$; Abb. 2.47). Vor allem die weiblichen Probanden wiesen an Fz die höchste Aktivität im Vergleich zu den männlichen Teilnehmern auf, was aus der höchstsignifikanten Interaktion von Elektrode und Geschlecht gefolgert werden kann (post hoc $p < .016$; Abb. 2.48). Im Elektrodenbereich FCz bis POz zeigten jedoch die männlichen Probanden höhere Indexwerte, wie Abb. 2.48 verdeutlicht. Ein signifikanter Einfluss der Tageszeit war nicht festzustellen.

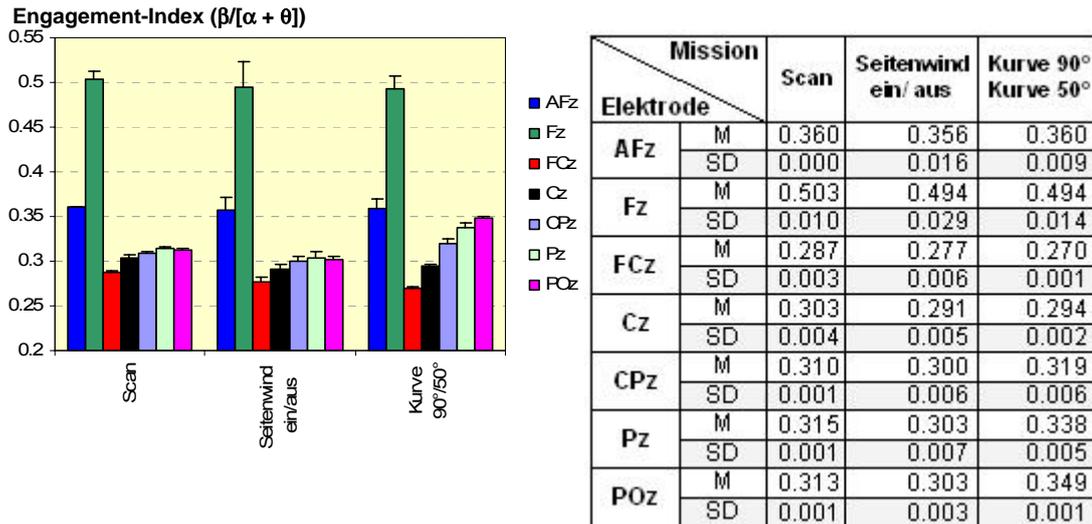


Abb. 2.47: Darstellung der Interaktion von Elektrodenposition und Mission (2-min-Segmente) mit dazugehöriger deskriptiver Statistik (N = 36) für die Engagement-Indexwerte (Quotient)

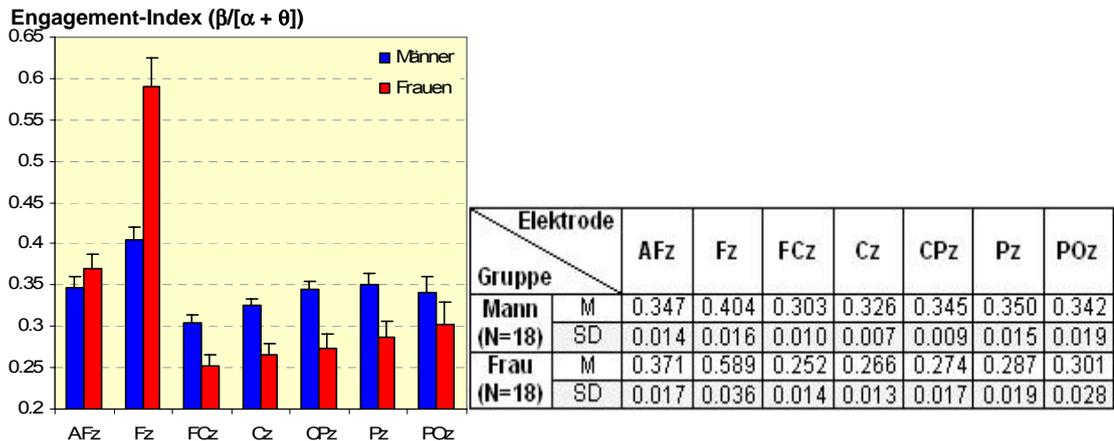


Abb. 2.48: Darstellung der Interaktion von Elektrodenposition und Geschlecht mit dazugehöriger deskriptiver Statistik (N = 36) für die Engagement-Indexwerte (Quotient)

2.4.8 Subjektive Daten

2.4.8.1 Fragebogen zum subjektiven Beanspruchungserleben

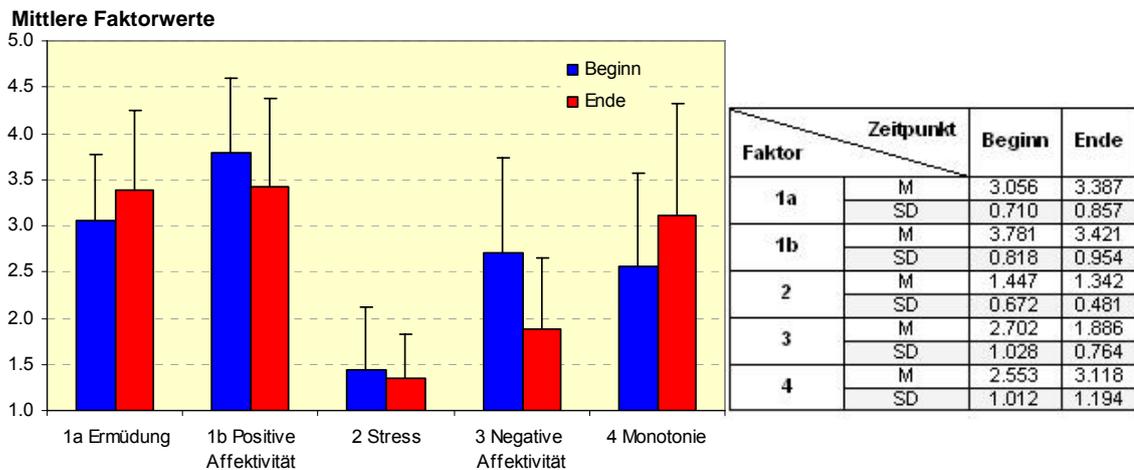


Abb. 2.49: Darstellung der mittleren Faktorwerte zum subjektiven Beanspruchungserleben mit dazugehöriger deskriptiver Statistik (N = 38)

Tab. 2.32: Effekte der ANOVA mit Messwiederholungen für den Faktor 1a „Ermüdung“

Effekte	df 1	df 2	F	p
Messzeitpunkt	1	34	5.371	.027*
Messzeitpunkt x Geschlecht	1	34	.015	.904
Geschlecht	1	34	1.235	.274
Tageszeit	1	34	1.023	.319
Messzeitpunkt x Tageszeit	1	34	.001	.981
Geschlecht x Tageszeit	1	34	.022	.882

* $p < .05$

Für den Faktor 1a „Ermüdung“ zeigte sich ein signifikanter Haupteffekt des Messzeitpunktes, wobei die Ermüdungs-Werte zum Ende des Experiments erwartungsgemäß höher lagen als zu Beginn der Untersuchung (Abb. 2.49). Weitere Haupt- bzw. Zwischensubjekteffekte oder Interaktionen waren nicht signifikant (Tab. 2.32).

Tab. 2.33: Effekte der ANOVA mit Messwiederholungen für den Faktor 1b „Positive Affektivität“

Effekte	df 1	df 2	F	p
Messzeitpunkt	1	34	10.308	.003**
Geschlecht	1	34	1.259	.270
Tageszeit	1	34	1.563	.220
Messzeitpunkt x Geschlecht	1	34	.006	.941
Messzeitpunkt x Tageszeit	1	34	.942	.339
Geschlecht x Tageszeit	1	34	3.108	.087

** $p < .01$

Der Faktor 1b „Positive Affektivität“ wies ebenfalls einen hochsignifikanten Haupteffekt des Messzeitpunktes auf, wobei die positive Gestimmtheit der Probanden zum Ende des Experiments abnahm (Abb. 2.49). Es lagen keine weiteren signifikanten Haupt- bzw. Zwischensubjekt- oder Interaktionseffekte vor (Tab. 2.33).

Tab. 2.34: Effekte der ANOVA mit Messwiederholungen für den Faktor 2 „Stress“

Effekte	df 1	df 2	F	p
Messzeitpunkt	1	34	.856	.361
Geschlecht	1	34	.169	.683
Tageszeit	1	34	.095	.760
Messzeitpunkt x Geschlecht	1	34	.067	.797
Messzeitpunkt x Tageszeit	1	34	.231	.634
Geschlecht x Tageszeit	1	34	.264	.610

alle $p > .05$, n.s.

Im Hinblick auf den Faktor 2 „Stress“ konnten weder signifikante Haupt- noch Interaktionseffekte aufgezeigt werden, da die Werte zu Beginn und Ende der Untersuchung vergleichbar waren (Abb. 2.49; Tab. 2.34).

Tab. 2.35: Effekte der ANOVA mit Messwiederholungen für den Faktor 3 „Negative Affektivität“

Effekte	df 1	df 2	F	p
Messzeitpunkt	1.000	34.000	26.928	<.001**
Geschlecht	1	34	.001	.981
Tageszeit	1	34	.388	.537
Messzeitpunkt x Geschlecht	1.000	34.000	2.579	.118
Messzeitpunkt x Tageszeit	1.000	34.000	1.333	.256
Geschlecht x Tageszeit	1	34	.024	.879

** $p < .01$

Für den Faktor „Negative Affektivität“ ergab sich ein hochsignifikanter Haupteffekt des Messzeitpunktes mit einer abnehmenden negativen Gestimmtheit zum Ende des Experiments (Abb. 2.49). Weitere Haupt- bzw. Interaktionseffekte waren nicht signifikant (Tab. 2.35).

Tab. 2.36: Effekte der ANOVA mit Messwiederholungen für den Faktor 4 „Monotonie“

Effekte	df 1	df 2	F	p
Messzeitpunkt	1.000	34.000	8.940	.005**
Geschlecht	1	34	2.419	.129
Tageszeit	1	34	.003	.960
Messzeitpunkt x Geschlecht	1.000	34.000	2.312	.138
Messzeitpunkt x Tageszeit	1.000	34.000	.014	.906
Geschlecht x Tageszeit	1	34	.694	.411

** $p < .01$

Für den Faktor 4 „Monotonie“ zeigte sich ein hochsignifikanter Haupteffekt des Messzeitpunktes mit einer Zunahme des Monotonie-Empfindens zum Ende des Experiments hin (Abb. 2.49). Es konnten keine weiteren signifikanten Haupt- oder Interaktionseffekte beobachtet werden (Tab. 2.36).

2.4.8.2 AZA- und Anstrengungs-Skala

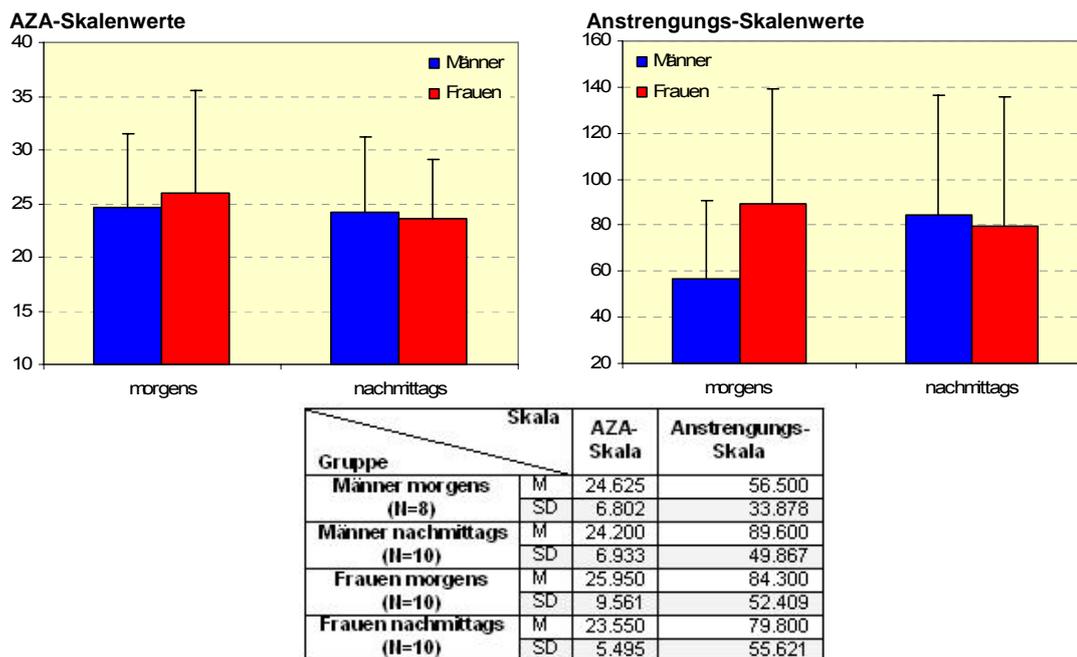


Abb. 2.50: Darstellung der mittleren Skalenwerte zur AZA und zum Anstrengungserleben mit dazugehöriger deskriptiver Statistik (N = 38)

Tab. 2.37: Zwischensubjekteffekte der MANOVA für die AZA- und Anstrengungsskala

Effekte	Skala	df 1	df 2	F	p
Geschlecht	AZA	1	34	0.020	.889
	Anstrengung			0.312	.580
Tageszeit	AZA	1	34	0.345	.561
	Anstrengung			0.789	.381
Geschlecht x Tageszeit	AZA	1	34	0.169	.684
	Anstrengung			1.363	.251

alle $p > .05$, n.s.

Die Prüfung der Effekte mittels der MANOVA (Tab. 2.37) ergab für beide Skalen weder ein signifikantes Gesamtergebnis für die Haupteffekte Geschlecht (Wilks $\Lambda(2, 33) = 0.990$, $p > .05$) und Tageszeit (Wilks $\Lambda(2, 33) = 0.941$, $p > .05$) noch für die Interaktion dieser beiden Faktoren (Wilks $\Lambda(2, 33) = 0.961$, $p > .05$). Wie Abb. 2.50 zu

entnehmen ist, zeigten die betrachteten Gruppen vergleichbare AZA-Skalenwerte. Bei der Anstrengungsskala hatten Männer, die morgens zum Experiment erschienen, geringere Anstrengungswerte als Männer, die nachmittags teilnahmen, wobei eine signifikante Interaktion von Tageszeit und Geschlecht jedoch ausblieb (Tab. 2.37).

2.4.8.3 Korrelationen der subjektiven Daten

Tab. 2.38: Korrelationen (Spearman's-rho-Koeffizienten) der Fragebogendaten (Beginn und Ende der Untersuchung); N = 38

		Beginn						
Fragebogen/ Faktor		AZA	Anstreng.	1a Ermüd.	1b pos. Aff.	2 Stress	3 neg. Aff.	4 Mono.
AZA	r p		n. e.	n. e.	n. e.	n. e.	n. e.	n. e.
Anstrengung	r p	.463(**) .003		n. e.	n. e.	n. e.	n. e.	n. e.
1a Ermüdung	r p	-.133 .426	.090 .589		-.484(**) .002	.150 .369	-.355(*) .029	.146 .381
1b positive Affektivität	r p	.170 .307	-.189 .256	-.439(**) .006		-.031 .854	.183 .271	.109 .513
2 Stress	r p	.144 .390	.012 .941	.241 .145	-.204 .220		.028 .865	-.004 .980
3 negative Affektivität	r p	.288 .080	.334(*) .040	.214 .197	-.126 .452	-.005 .977		-.394(*) .014
4 Monotonie	r p	-.216 .193	-.145 .385	.323(*) .048	.055 .741	.208 .210	-.211 .205	

Ende

n. e. = nicht erfasst * p<.05 ** p<.01

Für den Beginn der Untersuchung lagen nur die Skalenwerte des Fragebogens zum subjektiven Beanspruchungserleben vor, da die AZA- und Anstrengungsskala laut Instruktion stets nach Bearbeitung einer Aufgabe ausgefüllt werden. Wie Tab. 2.38 zu entnehmen ist, bestand zwischen den Skalen „Ermüdung“ und „Positive Affektivität“ ein hochsignifikanter negativer Zusammenhang, d. h., je müder sich die jeweilige Vpn einschätzte, desto rückläufiger war die positive Affektivität der Person. Ebenso zeigte sich ein signifikanter negativer Zusammenhang von Ermüdung und negativer Affektivität, was darauf schließen lässt, dass ein Rückgang positiver Gestimmtheit nicht mit einer Zunahme negativer Gestimmtheit gleichgesetzt werden kann. Positive und negative Affektivität wiesen Tab. 2.38 zufolge keinen signifikanten Zusammenhang

auf. Darüber hinaus waren negative Affektivität und Monotonieerleben ebenfalls signifikant negativ korreliert.

Zum Ende der Untersuchung kamen neben den Skalen zum Beanspruchungserleben noch die Einschätzungen der geistig-nervlichen Angespanntheit (AZA-Skala) und der subjektiv erlebten Anstrengung während der Flugaufgabe hinzu. Gemäß Tab. 2.38 waren die AZA- und Anstrengungsskala hochsignifikant positiv korreliert. Positive Affektivität und Ermüdung zeigten ähnlich wie zu Beginn der Untersuchung einen hochsignifikanten negativen Zusammenhang. Des Weiteren standen negative Affektivität und das Anstrengungserleben in einem signifikanten positiven Zusammenhang zueinander. Ermüdung und Monotonie waren im Gegensatz zum Beginn der Untersuchung nun signifikant positiv korreliert.

2.4.9 Reaktionszeit-Daten

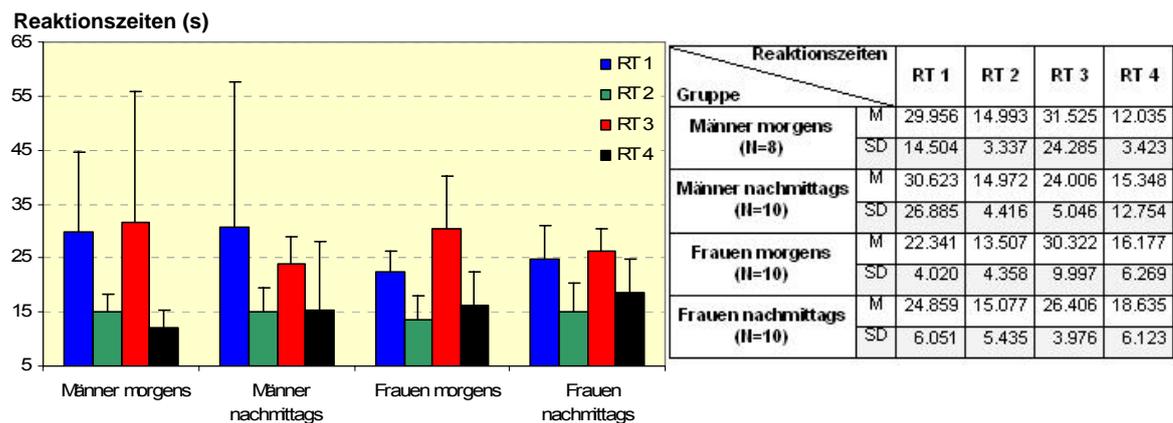


Abb. 2.51: Darstellung der Reaktionszeiten (in s) getrennt nach Geschlecht und Tageszeit mit dazugehöriger deskriptiver Statistik (N = 38)

Tab. 2.39: Effekte der ANOVA mit Messwiederholungen für den Vergleich langer Kurvenmanöver

Effekte	df 1	df 2	F	p
Reaktionszeit	1.000	34.000	.109	.743
Geschlecht	1	34	.916	.345
Tageszeit	1	34	.420	.521
Reaktionszeit x Geschlecht	1.000	34.000	1.153	.291
Reaktionszeit x Tageszeit	1.000	34.000	1.160	.289
Geschlecht x Tageszeit	1	34	.184	.671

alle $p > .05$, n.s.

Tab. 2.40: Effekte der ANOVA mit Messwiederholungen für den Vergleich kurzer Kurvenmanöver

Effekte	df 1	df 2	F	p
Reaktionszeit	1.000	34.000	.407	.528
Geschlecht	1	34	.903	.349
Tageszeit	1	34	1.323	.258
Reaktionszeit x Geschlecht	1.000	34.000	2.376	.132
Reaktionszeit x Tageszeit	1.000	34.000	.545	.465
Geschlecht x Tageszeit	1	34	.013	.909

alle $p > .05$, n.s.

Beim Vergleich sowohl der langen (RT 1 und 3) als auch der kurzen (RT 2 und 4) Kurvenmanöver ergaben sich keinerlei signifikante Haupt- oder Interaktionseffekte ($p > .05$; siehe Tab. 2.39 und 2.40). Bei Betrachtung von Abb. 2.51 ist bei den weiblichen Teilnehmern ansatzweise eine leichte Zunahme der Reaktionszeit von der ersten zur zweiten Messung des jeweiligen Kurvenmanövers zu sehen, vor allem bei den Teilnehmerinnen am Morgen mit einer Zunahme der Reaktionslatenz von RT 1 nach RT 3.

2.5 Diskussion Experiment 1

Gegenstand des ersten Experiments war die Erfassung der physiologischen Aktiviertheit bei unterschiedlich beanspruchenden Flugmissionen während der Bearbeitung einer Flugaufgabe am Flugsimulator. Anhand der psychophysiologischen Messungen sollte festgestellt werden, inwieweit die einzelnen Kennwerte dazu geeignet sind, zwischen unterschiedlich aktivierenden bzw. beanspruchenden Phasen während der Flugsequenzen zu differenzieren. Ergänzend wurden auf Verhaltensebene Reaktionszeiten in Bezug auf das Gegensteuern bei Kursabweichungen erfasst. Zusätzlich erfolgte sowohl vor als auch nach der Flugaufgabe die subjektive Einschätzung der erlebten Beanspruchung und im Anschluss an die Flugaufgabe die subjektive Einstufung der geistig-nervlichen Angespanntheit (AZA) sowie der erlebten Anstrengung.

Generell lässt sich festhalten, dass anhand der physiologischen Parameter – mit Ausnahme der HRV und der Atmung – eine grundlegende Differenzierung aktiver gegenüber passiven, überwachenden Flugmissionen möglich war, was durch die in den Abschnitten 1.6.2 und 1.6.3 dargelegten Befunde aus realen und simulierten Flügen gestützt wird. Geschlechtseffekte konnten bei den Kennwerten der elektrodermalen Aktivität festgestellt werden, wobei männliche gegenüber weiblichen Probanden eine höhere Aktivierung aufwiesen. Der Untersuchungszeitpunkt (Tageszeit) hatte keinen signifikanten Einfluss auf die erhobenen Variablen. Da die Probanden – überwiegend Studenten der Bergischen Universität Wuppertal – selbst bestimmen konnten, ob sie grundsätzlich vormittags oder nachmittags zu den zwei Sitzungen erscheinen wollten, spiegeln diese Terminpräferenzen möglicherweise den gewohnten Tagesrhythmus der Probanden wider. Hinzukommt, dass die meisten universitären Veranstaltungen (Vorlesungen, Seminare) genau in dem Zeitfenster lagen, innerhalb dessen auch die Experimente stattfanden (10.00 h bzw. 15.00 h). Wären die Untersuchungszeitpunkte auf einen noch früheren bzw. späteren Zeitpunkt verlegt worden, hätten sich durchaus Tageszeiteffekte zeigen können. Es ist jedoch darauf hinzuweisen, dass es interindividuelle Unterschiede hinsichtlich der Tagesform, im Speziellen des Vigilanzniveaus gibt, wie die Befunde in Abschnitt 1.4.3.6 zeigen (vgl. Davies, Parasuraman & Toh, 1984; Satchell, 1993).

2.5.1 Physiologische Kennwerte

2.5.1.1 Spontanfluktuationen (NS.SCRs)

Beim Vergleich der Flugmissionen 3 „Move Mode mit Instrumente-Nachjustierung und nachfolgendem Scanning“, 5 „Kurve 90° mit nachfolgendem Scanning“ und Mission 6 „Kurve 80° mit nachfolgendem Scanning“ mit jeweils sechs Verlaufssegmenten war erwartungsgemäß eine deutliche Differenzierung der Mission 3 gegenüber den Missionen 5 und 6 zu erkennen. Das Nachjustieren der Instrumente nach der Höhenänderung in Mission 3 war ein komplexer Vorgang und stellte den schwierigsten Teil der gesamten Flugaufgabe dar, der sich auch noch auf die nachfolgenden Scanningsegmente dieser Mission in Form einer höheren Anzahl von NS.SCRs auswirkte im Vergleich zu den Scanningsegmenten der Missionen 5 und 6. Somit wurde hier sowohl eine Differenzierung der Grade aktiven Handelns als auch gegenüber passiven Überwachungssequenzen (Scanning) sichtbar, bei denen im Verlauf eine monotone Abnahme der NS.SCRs zu verzeichnen war. Die beiden Kurvenmanöver (Kurve von 60° auf 90° bzw. von 90° auf 80°) unterschieden sich nicht signifikant voneinander. Man hätte hier erwartet, dass ein längeres gegenüber einem kürzeren Kurvenmanöver mit einer höheren physiologischen Aktivierung einhergeht, was bei Betrachtung der Mittelwerte auch im Ansatz der Fall war. Zusätzlich konnte keine Differenzierung zwischen dem letzten Scanning-Segment der betrachteten Mission zum aktivierenden Segment der darauffolgenden Mission im Sinne einer deutlichen Aktivitätszunahme festgestellt werden. Dabei ist anzumerken, dass der für die post hoc durchgeführten multiplen Paarvergleiche herangezogene Tukey-Test aufgrund der für jeden Vergleich mitgeführten Alpha-Adjustierung sehr konservativ ist, so dass zusätzlich die deskriptive Statistik herangezogen werden muss, um Unterschiede aufdecken zu können. Bei Betrachtung der Missionen 3, 5 und 6 mit jeweils drei Verlaufssegmenten und unter Hinzunahme der drei Flugsegmente von Mission 9 „Kurve 60° mit nachfolgendem Scanning“ zeigte sich, wie bei der Betrachtung der längeren Verläufe, ein übereinstimmendes Bild. Allerdings wiesen die Missionen 3 und 9 keinen signifikanten Unterschied in der Anzahl der NS.SCRs auf. Dies könnte damit zusammenhängen, dass es unmittelbar vor Mission 9 keine längere Scanningphase gab, so dass die Aktivationshöhe nicht derart abfallen konnte, wie es in den Missionen 5 und 6 der Fall war.

Anhand der Missionswechsel zeigte sich beim Übergang aus der Ruhephase (1b) in die Mission des Startens und Steigens (2) eine deutliche Zunahme der NS.SCRs mit einer weiteren Zunahme hin zur Mission 3 „Move Mode“. Die beiden aktivierenden Missionen unterschieden sich nicht signifikant voneinander, was darauf zurückgeführt werden kann, dass die Probanden sich bereits in der Phase des Startens und Steigens auf einer Aktivierungshöhe befanden, die durch die nachfolgende Höhenänderung mit Nachjustierung der Instrumente nicht mehr wesentlich beeinflusst wurde (vgl. *Ausgangswertgesetz*; Wilder, 1931, 1967; siehe Abschnitt 1.6.3.2.1). Dies könnte mit einer Erwartungshaltung bzw. Anspannung bezüglich der nachfolgenden Mission 3 zusammenhängen, die als der komplexeste Teil der Flugaufgabe galt. Sobald die notwendigen Instrumente-Nachjustierungen in dieser Mission (Segment 3a) stattgefunden hatten, konnte – wie bereits oben dargestellt – ein deutliches Absinken der NS.SCRs in den nachfolgenden Segmenten dieser Mission beobachtet werden, was für die Vermutung antizipatorischer Prozesse bereits während der Mission 2 spricht. Bei der Betrachtung der Abfolge zweier Missionsverläufe waren beide Abfolgen in ihrem Verlauf vergleichbar. Im Scanning-Segment beider Abfolgen zeigte sich zunächst nur eine geringe Anzahl von NS.SCRs, die über die Windaktivierung bzw. -deaktivierung zunahm und mit Ausführung der jeweiligen Kurvenmanöver weiter anstieg. Zwar war während der Windaktivierung bzw. -deaktivierung außer der Instrumentenüberwachung kein aktives Handeln des Probanden erforderlich, aber aufgrund der abweichenden CDI-Nadel baute sich vermutlich auch hier eine Erwartungshaltung auf, d. h., das darauffolgend notwendige Kurvenmanöver wurde bereits antizipiert, was sich dann präparatorisch in einer Zunahme der NS.SCRs widerspiegelte. Der Anstieg der NS.SCRs war beim Kurvenmanöver der zweiten Abfolge signifikant höher im Vergleich zur ersten Abfolge. Dies legt nahe, dass eine Flugmission identischen Inhalts mit Fortschreiten der Flugaufgabe eine höhere Aktiviertheit erzeugen kann, möglicherweise als Ausdruck des Bemühens, die Vigilanz aufrechtzuerhalten. Das erinnert auch an die in Abschnitt 1.4.3.6 geführte Diskussion, ob Monotonie als stresserzeugend angesehen werden kann, da es sich um eine einförmige Beobachtungstätigkeit bei gleichzeitigem Aufmerksamkeitserfordernis handelte. In der Flugaufgabe befanden sich längere Scanning-Sequenzen, die darauf abzielten, einen Zustand verminderter Vigilanz bzw. Aktiviertheit zu erzeugen. Die daraus möglicherweise resultierende Langeweile könnte dazu geführt haben, dass die empfundene Aversivität zu einer höheren Aktivierung führte. Beim Vergleich der Monotonie-Werte des Fragebogens zum

subjektiven Beanspruchungserleben zeigten sich nach Beendigung des Experiments hochsignifikant höhere Werte für den Faktor „Monotonie“ als zu Beginn der Untersuchung ($p < .005$). Auch Yamamoto und Isshiki (1992) bzw. Isshiki und Yamamoto (1994) konnten feststellen, dass Probanden nach einer längeren inaktiven Phase mit einsetzender Schläfrigkeit auf ein Warnsignal hin eine deutliche Zunahme der elektrodermalen Aktivität (Hautimpedanz) aufwiesen als Ausdruck der wiederhergestellten Wachsamkeit.

Des Weiteren wiesen die männlichen Teilnehmer während der genannten Missionen eine deutlich höhere Anzahl von NS.SCRs auf als die weiblichen Probanden. Ein Grund könnte darin bestehen, dass Männer im Allgemeinen sehr technikinteressiert sind und daher motiviert waren, die Flugsimulationsaufgabe möglichst fehlerfrei auszuführen. Damit setzten sie sich möglicherweise selbst „unter Druck“ mit der Folge einer erhöhten physiologischen Aktivierung, wie es in ähnlicher Weise auf die im Flugsimulator untersuchten Bewerber der niederländischen Luftwaffe zutraf (Veltman, 2002; siehe Abschnitt 1.6.3.2.1). Verschiedene Studien konnten bereits belegen, dass die elektrodermale Aktivität Geschlechtsunterschieden in Abhängigkeit von der zu erfüllenden Aufgabenart unterworfen ist (vgl. Boucsein, 1992). Mehrere männliche Teilnehmer aus dem Fachbereich Elektro- bzw. Sicherheitstechnik der Bergischen Universität Wuppertal hatten sich für die Flugsimulatorstudie angemeldet, so dass diese Vermutung eines vermehrten technischen Interesses durchaus zutrifft. Die weiblichen Teilnehmer wurden überwiegend aus dem Fachbereich Psychologie bzw. aus Lehramts-Studiengängen angeworben, wobei der Erwerb von Vpn-Stunden bzw. einer Unkostenvergütung unter Umständen höher wiegen als das technische Interesse. Interessanterweise konnte trotzdem bei der Mehrzahl der weiblichen Probanden beobachtet werden, dass sie die Flugaufgabe bereits im Training erstaunlich schnell beherrschten und auch sehr präzise ausführten. Vermutlich lag dies auch an einer unbefangenen Herangehensweise bezüglich des Flugsimulators, obwohl die meisten Probandinnen angaben, kaum Erfahrung mit Simulationsprogrammen bzw. Computerspielen gehabt zu haben. In diesem Zusammenhang spielen die von einer Vp wahrgenommenen Anforderungscharakteristika der Aufgabe eine Rolle (Orne, 1962). Diese Anforderungscharakteristika variieren in Abhängigkeit von der Genauigkeit, Intelligenz oder dem bisherigen Erfahrungsgrad der Person. Möglicherweise wären diese Unterschiede bei einer homogenen Stichprobe, bestehend aus Berufs-Pilotinnen

und -Piloten, weniger in Erscheinung getreten, was von der Anwerbung her jedoch sehr aufwändig geworden wäre (Freistellung vom Arbeitgeber für die Untersuchung, höhere Unkostenvergütung für die Teilnahme u. ä.).

Darüber hinaus waren die beiden Versuchsleiter in der vorliegenden Untersuchung stets weiblich, was als weiterer möglicher Einflussfaktor in Betracht zu ziehen ist. Untersuchungen kann entnommen werden, dass selbst bei nicht sozial ängstlichen Personen das Zusammentreffen mit gegengeschlechtlichen Gesprächspartnern bis zu einem gewissen Grad eine höhere Aktiviertheit in Form von Herzraten- und Blutdruckanstieg zur Folge hatte als bei gleichgeschlechtlichen Interaktionspartnern (siehe z. B. Beidel, Turner & Dancu, 1985). Eine Untersuchung von Strom und Buck (1979) konnte zeigen, dass die Anzahl von NS.SCRs bei Probanden signifikant höher lag, wenn diese von einer gegengeschlechtlichen Person angestarrt wurden. Auch Rosenthal (2002) nimmt Bezug auf mögliche unbeabsichtigte Effekte aufgrund der Interaktion von Versuchsleitern und Probanden bzw. Therapeuten und Patienten. Da alle Probanden während der Flugaufgabe jedoch allein im schalldichten Labor waren, kam eine direkte Interaktion während des Experiments nicht zustande, so dass man davon ausgehen kann, dass ein möglicher Versuchsleiter-Effekt aufgrund des Geschlechts auszuschließen ist.

Der hier aufgezeigte Einfluss des Geschlechts könnte gegen eine Verwendung der NS.SCRs als Grundlage für einen auf adaptiver Automatisierung basierenden Regelalgorithmus sprechen; allerdings war der Verlauf der Aktiviertheit über alle Missionen für beide Gruppen parallel, da sich keine signifikante Interaktion von Mission und Geschlecht nachweisen ließ. Somit hatten die durch die Flugaufgabe induzierten Aktivierungsänderungen für beide Geschlechtergruppen vergleichbare Auswirkungen und wiesen in die gleiche Richtung, wenn auch auf unterschiedlichem Niveau. Zudem ist es unabdingbare Voraussetzung, dass die einem Regelalgorithmus zugrundeliegenden Sollwerte mittlerer Aktiviertheit für jeden Probanden individuell bestimmt werden, da es, wie schon Inagaki (2003a, 2005) anmerkte, keinen einheitlichen Regelalgorithmus mit Gruppenmittelwerten geben kann, der auf alle Probanden passt.

Zusammenfassend betrachtet, erlaubte die Anzahl der NS.SCRs eine Abbildung unterschiedlicher Beanspruchungsgrade, wie die monotone Abnahme der Spontanfluk-

tuationen im Verlauf von Missionen mit längeren Scanning-Sequenzen sowie die Missionswechsel nahelegen. Demzufolge sollte dieser elektrodermale Kennwert bei der Entwicklung eines geschlossenen Regelkreises mit adaptiver Automatisierung in jedem Falle berücksichtigt werden.

2.5.1.2 *Summenamplitude der NS.SCRs*

Für die Summenamplitudenwerte der NS.SCRs ergab sich ein vergleichbares Bild wie bei den Analysen zur Anzahl der NS.SCRs. Bei der Betrachtung der Missionen 3, 5 und 6 wies das erste Verlaufssegment jeweils höhere Summenamplitudenwerte auf als die darauffolgenden passiven Scanning-Segmente, wobei sich das aktivierende Segment „Move Mode“ nicht signifikant von den beiden ebenfalls aktivierenden Kurvenmanövern unterschied, was bei den Spontanfluktuationen der Fall war. Auffällig war eine erneute geringfügige (jedoch statistisch nicht signifikante) Zunahme der Summenamplitude gegen Ende der jeweiligen Mission – speziell bei den Missionen 5 und 6. Da sich die davon betroffenen Segmente vor neuen aktiven Flugmissionsabschnitten befanden (Kurvenmanöver), könnte die Summenamplitudenzunahme auf eine Erwartungshaltung der Probanden schließen lassen. Gerade in den Missionen 5 und 6 musste die CDI-Nadel der VOR-Anzeige bezüglich möglicher Kursabweichungen beobachtet werden, um nach zu großer Abweichung (zwei Teilstriche) bzw. Rückkehr der CDI-Nadel zur Mitte möglichst schnell durch Gegensteuern wieder auf den voreingestellten Kurs zurückzukehren. Zudem zeigte sich diese Zunahme gegen Ende der jeweiligen Mission in erster Linie bei den männlichen Probanden, was erneut den Schluss zulässt, dass die männlichen Teilnehmer höhere Leistungsanforderungen an sich selbst stellten und somit eine gewisse Aktivationshöhe beibehielten im Vergleich zu den weiblichen Probanden, deren Aktivierung – gemessen an der Summenamplitude – nach dem komplexen Move Mode-Manöver mit Nachjustierung der Instrumente stetig abnahm.

Bei Hinzunahme der Mission 9 mit verkürzten Verläufen konnte die Summenamplitudenzunahme ebenfalls im letzten Verlaufssegment beobachtet werden, was für das dritte Verlaufssegment der Missionen 3, 5 und 6 nicht zutraf. Speziell in den Analysen der Missionen 3, 5 und 6 mit längeren bzw. 3, 5, 6 und 9 mit verkürzten Verläufen zeigte sich zudem – im Gegensatz zu den NS.SCRs – eine signifikante Interaktion von Mission und Geschlecht. Dabei fiel auf, dass sich männliche und weibliche Teilnehmer in Mission 3 zunächst kaum unterschieden. In den folgenden Missionen 5, 6 und 9 war

jedoch deutlich zu erkennen, dass die männlichen Probanden höhere Summenamplituden aufwiesen als die weiblichen Vpn. Über den Gesamtverlauf der Flugaufgabe betrachtet, legen diese Befunde nahe, dass beide Gruppen in der Anfangsphase der Untersuchung noch ein vergleichbares Aktivationsniveau aufwiesen, welches aber im weiteren Verlauf der Untersuchung divergierte. Ein Erklärungsansatz findet sich im bereits unter Abschnitt 1.4.3.5 umrissenen motivationstheoretischen Vigilanzmodell von Smith (1966) wieder, demzufolge periodische Beobachter im Wesentlichen auf extrinsische Anreizfaktoren reagieren und zumeist Vigilanzdekremente aufweisen, wohingegen gewissenhafte Beobachter stets bemüht sind, ihre Vigilanzleistung bis zum Limit aufrechtzuerhalten, was auf eine intrinsische Motivation schließen lässt. Auf die vorliegende Untersuchung übertragen, könnte dieser motivationstheoretische Ansatz mit den Beweggründen zur Teilnahme am Experiment in Verbindung gebracht werden, d.h., handelten die Teilnehmer aus Interesse oder waren sie eher – mit Augenmerk auf die weiblichen Probanden – an der „Belohnung“ in Form von Vpn-Stunden oder einer Unkostenvergütung interessiert. Die hinsichtlich des Geschlechtseinflusses unterschiedlichen Befunde für NS.SCRs und Summenamplitude sind zum Teil auch dadurch erklärbar, dass zwischen diesen beiden elektrodermalen Kennwerten häufig geringe Korrelationen bestehen (vgl. Boucsein, 1992).

Bei den Missionswechseln wies die Ruhephase 1b gegenüber den nachfolgenden aktivierenden Missionen 2 „Starten und Steigen“ und 3 „Move Mode“ eine signifikant kleinere Summenamplitude auf, wobei – wie schon bei der Anzahl der NS.SCRs – kein Unterschied zwischen den Missionen 2 und 3 bestand. Bei diesem Missionswechsel wiesen die weiblichen Probanden geringfügig höhere Summenamplitudenwerte auf, waren in diesem Falle also vermutlich aktiver, da sie sich noch in der Anfangsphase der Flugaufgabe befanden. Möglicherweise war die komplexe Aufgabe des Instrumente-Nachjustierens auch für die weiblichen Teilnehmer eine Herausforderung, der sie erfolgreich begegnen wollten. Ein Vergleich der Missionsabfolgen vom Scanning über Windänderungen hin zu Kurvenmanövern zeigte, dass beide Abfolgen eine stetige Zunahme der Summenamplitude hin zu den Kurvenmanövern aufzeigten, was sich mit der bereits vorstehend beschriebenen Erwartungshaltung der Probanden erklären lässt, die das Abweichen der CDI-Nadel im Display beobachten mussten. Insbesondere die zweite Abfolge wies höhere Summenamplitudenwerte auf als die erste Abfolge, wobei die männlichen Teilnehmer bei Betrachtung der Mittelwerte erneut höhere Summen-

amplitudenwerte zeigten als die weiblichen Probanden. Diese erhöhte Aktiviertheit in der zweiten Abfolge – welche auch bereits bei der Anzahl der NS.SCRs im Ansatz zu erkennen war – könnte ein Indikator dafür sein, dass die Probanden, vor allem die männlichen Teilnehmer, mit Fortschreiten der Flugaufgabe vermehrt Anstrengung investieren mussten bzw. wollten, um ihre Vigilanz aufrechtzuerhalten. Dies erinnert erneut an die gewissenhaften Beobachter aus Smiths (1966) motivationstheoretischem Ansatz zur Hypovigilanz (siehe Abschnitt 1.4.3.5). Beiden Abfolgen ging eine längere Scanningphase voraus, mit der ein Nachlassen der Vigilanz beabsichtigt war, woraus man erwartet hätte, dass die Aktiviertheit abfällt.

Insgesamt betrachtet, wäre auch die Summenamplitude ein Kandidat für die Einbindung in einen biokybernetischen Regelalgorithmus, wobei allerdings nur eine grundlegende Differenzierung zwischen hoher und niedriger mentaler Beanspruchung gegeben war. Zudem ist die vorgefundene signifikante Interaktion von Mission und Geschlecht in den ersten beiden Analysen ein Hinweis darauf, dass sich die Summenamplitude für Männer und Frauen im Verlauf einer Aufgabe mit Variation der mentalen Beanspruchung bzw. Vigilanz unterschiedlich entwickelte, was die Eignung für einen Regelkreis mit adaptiver Automatisierung eher schmälert.

2.5.1.3 Mittlere Herzrate

Beim Vergleich der Missionen 3, 5 und 6 war eine Differenzierung der Herzrate vor allem in Mission 3 möglich, wobei das erste Verlaufssegment 3a höhere Werte aufwies als die nachfolgenden Segmente dieser Mission. Eine derartige Unterscheidung war in der Mission 5 nur noch ansatzweise und in Mission 6 kaum noch zu erkennen. Somit konnte hier nur eine grundsätzliche Differenzierung zwischen hoher und geringer Beanspruchung vorgenommen werden, wobei die Mission 3 „Move Mode“ als komplexeste Aufgabe – wie schon bei den elektrodermalen Kennwerten – die höchste mittlere Herzrate über die gesamte Flugaufgabe erzeugte. Auch bei Hinzunahme der Mission 9 mit verkürzten Verläufen zeigte sich ein ähnliches Bild. Von einem vergleichbaren Befund berichteten auch Wilson et al. (1987), die unter simulierten Flugbedingungen anhand der Herzrate keine signifikante Differenzierung der verschiedenen Flugsegmente hinsichtlich der Beanspruchung feststellen konnten.

Bei den Missionswechseln war – wie bereits bei den elektrodermalen Kennwerten – eine signifikant geringere Herzrate in der Ruhephase 1b im Vergleich zu den aktivierenden Missionen 2 „Starten und Steigen“ und 3 „Move Mode“ zu verzeichnen, womit eine Differenzierung nach geringer und hoher Beanspruchung erneut gezeigt werden konnte. Die beiden gegenübergestellten Missionsabfolgen mit Scanning, Windaktivierung bzw. -deaktivierung und Kurvenmanövern waren vom Verlauf her vergleichbar, wobei die Kurvenmanöver eine höhere Herzrate erzeugten. Diese Ergebnisse weisen darauf hin, dass die Herzrate sich gut zur Unterscheidung hoher vs. geringer Beanspruchung eignet, jedoch Zwischenstufen mentaler Beanspruchung – wie hier das Beobachten der CDI-Nadel nach der Windaktivierung bzw. -deaktivierung – nicht ohne weiteres bestimmbar sind. Dies stimmt mit den unter Abschnitt 1.6.3.2.1 geschilderten Befunden aus realen und simulierten Flügen überein, bei denen die Herzrate zwar zwischen Baseline-Messungen/ruhigem Geradeausflug und aktivierenden Flugmanövern wie Starten, riskanten Manövern und Landeanflügen signifikante Unterschiede aufwies, jedoch keine Unterscheidung zwischen den aktivierenden Flugsequenzen zuließ. Die von Manzey (1998) aufgrund einer Literaturzusammenschau getroffene Feststellung einer mangelnden Diagnostizität der Herzrate für unterschiedliche Grade mentaler Beanspruchung im Sinne feiner Abstufungen spiegelt sich somit auch in den vorliegenden Ergebnissen wider. Auch Boucsein (1992) kam zu dem Schluss, dass die Herzrate eher im Falle hoher Aktiviertheit als geeigneter Indikator angebracht sei, wohingegen sich die elektrodermale Aktivität eher für den Bereich geringer Aktiviertheit eigne, was durch die bisher erörterten Ergebnisse belegt werden kann. Der Vermutung, dass diese Ergebnisse auch auf physische Einflüsse statt auf eine mentale Beanspruchung zurückgeführt werden könnten, kann entgegengehalten werden, dass bestimmte Manöver durchaus motorische Reaktionen beinhalteten (z. B. Bedienen des Steuerhorns), was aber eher eine zu vernachlässigende physische Anstrengung erzeugte. Wie bereits unter Abschnitt 1.6.3.1 geschildert, konnten Kohlisch und Schaefer (1996) bei einer Computeraufgabe nur im Falle schnell aufeinanderfolgender Tastenbetätigungen (Intervalle < 300 ms) einen signifikanten Zusammenhang zwischen der Herzperioden-Abnahme (= Herzratenzunahme) und einer gesteigerten motorischen Aktivität beobachten, was für längere Reaktionsintervalle nicht zutrif. Somit war die Zunahme physiologischer Aktivierung, sprich die Herzratenzunahme, bei geringer motorischer Aktivität auf das Ausmaß der mentalen Beanspruchung zurückzuführen.

Der Befund einer gewissen Insensitivität der Herzrate über den zeitlichen Verlauf einer Aufgabe konnte auch von Fairclough, Venables und Tattersall (2005a) festgestellt werden. Normalerweise folgt auf eine anfängliche Herzratenzunahme ein kontinuierlicher Abfall der Herzrate über den zeitlichen Verlauf infolge des parasympathischen Einflusses. Eine unverändert höhere Herzrate über einen längeren Zeitraum spiegelt vermutlich die Dämpfung parasympathischer Einflüsse infolge der Aufgabenanforderungen (im Falle von Fairclough et al., 2005a, war es die Multitasking-Aufgabe der MATB) bzw. die Notwendigkeit wider, die Vigilanz aufrechtzuerhalten. Die beschriebene Dissoziation von Herzrate und zeitlichem Aufgabenverlauf wirft die altbekannte Frage bezüglich der Unterscheidung zwischen psychophysiologischen Indikatoren mentalen Aufwands und allgemeiner Aktiviertheit des autonomen Nervensystems auf (vgl. Beatty, 1982).

2.5.1.4 Herzratenvariabilität

Wie bereits bei der Ergebnisdarstellung zu erkennen war, zeigte sich für die HRV ein eher unsystematisches Bild. Es wurde erwartet, dass die HRV unter steigender mentaler Beanspruchung abnimmt, bei geringer mentaler Beanspruchung hingegen zunimmt. Eine erwartungskonforme HRV-Abnahme konnte bei Betrachtung der Missionen 3, 5 und 6 nur zu Beginn der Mission 3 im Segment „Move Mode“ mit Nachjustierung der Instrumente beobachtet werden mit anschließender Zunahme, gefolgt von einer erneuten, nicht erwarteten Verringerung der HRV für die verbleibenden Scanning-Segmente. Bei den Missionen 5 und 6 zeigte sich in den aktiven Kurvenmanövern wider Erwarten eine HRV-Zunahme, gefolgt von einer vorübergehenden Verringerung mit anschließender Zunahme. Beim Übergang von der Ruhephase in die Startphase war eine erwartungskonforme Reduzierung der HRV zu beobachten mit einer leichten Erhöhung beim Segment „Move Mode“. Analog zu den bisherigen Befunden könnte daraus gefolgert werden, dass die mit dem Start einhergehende HRV-Abnahme durch die nachfolgende „Move Mode“-Sequenz nicht weiter reduziert wurde.

Die Betrachtung der beiden Missionsabfolgen führte ebenfalls zu widersprüchlichen Ergebnissen. Die in den bisher diskutierten Parametern sichtbare Aktivitätszunahme konnte im Falle der HRV nicht aufgezeigt werden. Statt dessen zeigte sich ein zu den bisherigen Ergebnissen inverser Verlauf, d. h., eine HRV-Abnahme im Scanning-Segment, gefolgt von einer Zunahme bei der Windaktivierung bzw. -deaktivierung und

den Kurvenmanövern. Ein möglicher Erklärungsansatz für die in den passiven Abschnitten reduzierte HRV könnte in einer latenten Erwartungshaltung bzw. Anspannung der Probanden liegen, die sich bei der passiven Beobachtung der Instrumente aufbaute (Auswandern der CDI-Kursabweichungsnadel) und mit der Ausführung des jeweiligen Kurvenmanövers auflöste, was sich folglich in einer HRV-Zunahme im Sinne einer Entspannung äußerte. Ein weiterer Erklärungsansatz für diese Inkonsistenzen ist möglicherweise im Einfluss der Atmung auf die HRV zu suchen. Aus spektralanalytischer Sicht fanden Veltman und Gaillard (1998) in einer Flugsimulatoruntersuchung Atmungseinflüsse im 0,1-Hz-Band der HRV, welches als sensitiver Indikator der mentalen Beanspruchung angesehen wird. Die HRV nahm zu, sobald sich die respiratorische Aktivität im 0,1-Hz-Frequenzbereich befand, d. h., die Atemfrequenz sehr niedrig war (vgl. Ausführungen unter Abschnitt 1.6.3.2.2). Eine sehr niedrige Atemfrequenz führt Veltman und Gaillard (1998) zufolge unter Ruhebedingungen zu einer Überschätzung und unter Belastungsbedingungen eher zu einer Unterschätzung der mentalen Beanspruchung. Daher empfehlen die Autoren die Verwendung des Quotienten aus der Division der HRV durch den systolischen Blutdruck (sog. *Modulus* nach Mulder 1988; zit. nach Veltman & Gaillard, 1998; siehe auch Veltman & Gaillard, 1996), da dieser kaum mit der Atmung konfundiert und somit sensitiver für Änderungen der mentalen Beanspruchung ist. In den vorliegenden Ergebnissen zur Atemfrequenz waren tatsächlich Episoden zu erkennen, in denen sich die Atemfrequenz bei ca. 15 Atemzügen innerhalb von zwei Minuten befand, was einem Frequenzbereich von 0,125 Hz entspricht, so dass die Atmung durchaus Einfluss auf die HRV nehmen konnte im Sinne einer HRV-Zunahme, aus der dann in den fordernden Flugabschnitten wahrscheinlich eine Unterschätzung der tatsächlichen mentalen Beanspruchung resultierte.

Aufgrund der Problematik mit herkömmlichen HRV-Maßen, wie z. B. dem MQSD, werden frequenzanalytische Verfahren zur Ermittlung der HRV empfohlen, welche allerdings in Verbindung mit der Konstruktion eines biokybernetischen Regelkreises Probleme aufwerfen: Zum einen muss eine aufwändige Powerspektralanalyse durchgeführt werden, was im Falle einer kontinuierlichen Online-Parametrisierung denkbar ungeeignet wäre; zum anderen werden relativ lange Zeitfenster benötigt, um die HRV auf frequenzanalytischem Weg reliabel zu ermitteln (Empfehlungen gehen von ca. 5 min aus; vgl. Jorna, 1992, 1993; Manzey, 1998). In einem Regelkreis würde

eine derart lange Aufzeichnungszeitspanne die Totzeit unnötig verlängern, in der auf kurzfristige physiologische Veränderungen des Bedieners nicht reagiert werden könnte, womit ein geschlossener Regelkreis zur adaptiven Automatisierung so gesehen hinfällig wäre. Daher bieten die herkömmlichen HRV-Maße den Vorteil einer schnellen Ermittlung und auch eines kürzeren Zeitfensters (ein bis zwei Minuten; vgl. Boucsein, 2006). Ein weiteres Problem in einem geschlossenen Regelkreis ist in diesem Zusammenhang neben der Totzeit auch die Verzögerung, mit welcher eine Regelstrecke einer Regelgrößen-Änderung folgt. Meistens reagieren Regelstrecken mit einer Trägheit, welche durch die Anzahl der Speicherelemente innerhalb eines geschlossenen Regelkreises bedingt ist (vgl. Heinrich et al., 2003). Bezogen auf einen biokybernetischen Regelkreis würde jedes zusätzliche Parametrisierungsprogramm (z. B. zur Spektralanalyse der HRV) zu dieser Verzögerung beitragen.

Aufgrund der vorliegenden Befunde wäre eine alleinige Verwendung des MQSD als HRV-Maß in einem Regelkreis nicht zu empfehlen; statt dessen sollte dieses Maß an einen weiteren physiologischen Parameter gekoppelt werden. Hierzu böte sich die Anzahl der NS.SCRs an. Wie bereits ausgeführt, zeigte dieser Kennwert in der Flugsimulationsuntersuchung eine sehr gute Sensitivität gegenüber Änderungen in der mentalen Beanspruchung. Darüber hinaus wäre die Kombination dieser beiden Parameter dahingehend interessant, dass sich beide Maße gegensinnig verhalten, d. h., bei hoher mentaler Beanspruchung nimmt die Anzahl der NS.SCRs zu, die HRV jedoch ab, was im Falle geringer mentaler Beanspruchung genau umgekehrt ist. Ein Regelalgorithmus, der diese beiden Kennwerte mittels einer UND-Verknüpfung koppelte, würde eine Variation der Anforderungshöhe nur dann einleiten, wenn sich beide Maße auch gegensinnig verhielten. D. h., bei einer gleichsinnigen Entwicklung, z.B. infolge von Artefakteinflüssen, würde der Regelalgorithmus keine Änderung des Belastungsgrades initiieren, womit man eine indirekte Artefaktkontrolle erreichen könnte, ein Hauptproblem, wenn Daten online parametrisiert werden müssen. Nehmen z. B. die NS.SCRs infolge erhöhter Beanspruchung zu, aber gleichzeitig auch die HRV (z.B. infolge des vorstehend beschriebenen Atmungseinflusses), würde die momentane Anforderungshöhe beibehalten, so dass die V_p nicht fälschlicherweise infolge einer Unterschätzung der Beanspruchung anhand der HRV durch eine weitere Steigerung der Anforderungshöhe noch stärker gefordert wird.

2.5.1.5 Atemfrequenz

Bei der Atemfrequenz zeigten sich – ähnlich wie bei den Befunden zur HRV – widersprüchliche Ergebnisse. Flugsegmente, bei denen die Atemfrequenz bei erhöhter Aktivierung erwartungsgemäß zunahm, waren der Abschnitt „Move Mode“ der Mission 3 mit Nachjustierung der Instrumente sowie das Kurvenmanöver 80° der Mission 6. Ebenfalls aktivierende Flugabschnitte wie die Mission 2 „Starten und Steigen“ sowie die Kurvenmanöver 90° (Mission 5) und 50° (Mission 8) zeigten dagegen nahezu eine Halbierung der Atemfrequenz von ca. 30 auf 15 Atemzüge innerhalb von zwei Minuten, was völlig entgegen den Erwartungen war. Gemäß bisherigen Befunden (vgl. Abschnitt 1.6.3.3) nimmt die Atemfrequenz unter Belastung zu und ist in Ruhe reduziert. Wie bereits in Abschnitt 1.6.3.3 angemerkt, müssten mehrere Atmungsparameter herangezogen werden, um ein vollständiges und reliables Bild der mentalen Beanspruchung anhand der Atmung zu erlangen. Ein weiterer Parameter ist die Atemtiefe, welche allerdings stark mit der Art der Atmung – Brust- vs. Bauchatmung – konfundiert ist, was große interindividuelle Unterschiede erzeugt. Um annähernd eine Standardisierung der Atemtiefe in der vorliegenden Untersuchung zu erreichen, wurden die Amplitudenwerte der Atemzüge nachträglich intraindividuell z-transformiert, um so für jeden Probanden die Art des Zusammenhangs zwischen Atemfrequenz und -tiefe zumindest auf deskriptiver Ebene abschätzen zu können (eine varianzanalytische Betrachtung der Atemtiefe war aufgrund der hohen interindividuellen Unterschiede mit daraus resultierender hoher Varianz nicht angebracht). Eine Betrachtung der z-transformierten Amplitudenwerte für die o. g. kritischen Segmente konnte zeigen, dass eine drastische Abnahme der Atemfrequenz gleichzeitig mit einer Verringerung der Atemtiefe einherging. Dies legt nahe, dass sich die rückläufige Atemfrequenz nicht durch eine tiefere Atmung, sondern durch eine tatsächliche Reduzierung der Atemtätigkeit erklären lässt im Sinne eines Luftanhaltens. Es kann sein, dass die Probanden bei der konzentrierten Betrachtung der zu überwachenden Instrumente unbewussterweise die Atmung pressten. Wie bereits unter Abschnitt 1.6.3.2.2 ausgeführt, konnten Wientjes et al. (1986) zeigen, dass Probanden ihr Atemmuster änderten, wenn die Aufgabenschwierigkeit zunahm. Darüber hinaus gibt es interindividuelle Unterschiede hinsichtlich der Atmung unter Ruhe- und Belastungsbedingungen (vgl. Veltman & Gaillard, 1996).

2.5.1.6 *Engagement-Index*

Die Analyse der Engagement-Indexwerte als zentralnervösem Parameter ergab für die ersten beiden Analysen jeweils einen hochsignifikanten Haupteffekt der Mission, wobei die Mission 3 – wie schon im Falle der peripherphysiologischen Maße – aufgrund höherer Indexwerte eine höhere Involviertheit der Probanden nahelegte im Vergleich zu den Folgemissionen 5 und 6 sowie 9 bei Betrachtung der verkürzten Verläufe. Bei Hinzunahme der jeweiligen Missionsverläufe war eine Abnahme des Engagement-Indexwertes vom aktiven Handeln hin zur passiven Instrumentenüberwachung (Scanning-Segmente) vor allem für die Mission 3 zu beobachten, welche von allen Missionen offenbar das höchste Anspruchsniveau aufwies. Nach der Höhenänderung und Nachjustierung der Instrumente konnte in den folgenden Scanning-Segmenten ein monotoner Abfall der Indexwerte beobachtet werden, was auf eine nachlassende Aufgabeninvolviertheit im Sinne reduzierter Vigilanz hinweist. Eine derartige Differenzierung der Verlaufssegmente war ansatzweise noch in Mission 5 mit dem Kurvenmanöver 90° zu sehen, jedoch nicht mehr in den Missionen 6 und 9, welche nahezu vergleichbare Werte aufwiesen. Bei näherer Betrachtung der Hirnareale bzw. Elektrodenpositionen fiel insgesamt eine größere Aktivität des rechtshemisphärischen präfrontalen (AF) sowie frontalen (Fz der Mittellinie) Bereichs über alle Verlaufssegmente der betrachteten Missionen auf, was sich mit hirnanatomischen Befunden aus Läsionsstudien deckt, die der rechten Hemisphäre eine besondere Bedeutung für Aufmerksamkeits- bzw. Vigilanzprozesse zuschreiben (vgl. Abschnitt 1.6.2.1): Hier waren die höchsten Engagement-Indexwerte zu sehen, wobei die weiblichen Probanden deutlich höhere Werte aufwiesen und demzufolge offenbar eine stärkere Eingebundenheit in die Flugaufgabe zeigten. Für die übrigen Areale bzw. Elektrodenpositionen zeigten sich entweder vergleichbare Werte bzw. höhere Indexwerte für die männlichen Teilnehmer. Die vorgefundene Lateralisierung der zentralnervösen Aktiviertheit in der weiblichen Probandengruppe ist dahingehend interessant, dass man diese aufgrund bisheriger Befunde eher in männlichen Stichproben verschiedener Studien vorfand (vgl. Abschnitt 1.6.2.2). Allerdings ist hier hervorzuheben, dass in der vorliegenden Untersuchung nicht einzelne Frequenzbänder analysiert wurden, sondern ein aus mehreren Frequenzbändern zusammengesetzter Quotient $\text{Beta}/(\text{Alpha} + \text{Theta})$. In den NASA-Studien, die diesen Quotienten im Rahmen der adaptiven Automatisierung ebenfalls verwendeten, wurden mögliche Geschlechtsunterschiede bislang nicht beleuchtet, so dass die vorliegende Dissertation hierbei einen explorativen Charakter

aufweist. Die höheren Engagement-Indexwerte in der weiblichen Gruppe könnten dahingehend interpretiert werden, dass Frauen stärker in der Flugaufgabe involviert waren, möglicherweise aufgrund von Unerfahrenheit mit Computersimulationen. Dies führt zu dem Aspekt kontrollierter vs. automatisierter Prozesse, bei denen Aufmerksamkeits- bzw. Informationsverarbeitungsressourcen unterschiedlich stark beansprucht werden (vgl. Fisk, Ackerman & Schneider, 1987; Hockey, 1993, 1997; LaBerge & Samuels, 1974; Schneider & Shiffrin, 1977; Shiffrin & Schneider, 1977). Automatische Prozesse laufen weitgehend ohne bewusste Kontrolle ab, wohingegen bei ungewohnten Abläufen eine bewusste Kontrolle erforderlich wird. Somit ist die Menge verarbeitbarer Informationen nicht nur eine Funktion der Kapazität des Systems, sondern auch des Automatisierungsgrades der verarbeitenden Prozesse (Anderson, 2001). Die männliche Probandengruppe war vermutlich weniger involviert, weil ein Großteil dieser Teilnehmer sich bereits seit einigen Jahren in der Freizeit mit Computerspielen beschäftigt hatte, so dass ihnen die Flugsimulation womöglich vertrauter war und somit weniger Informationsverarbeitungs- bzw. Aufmerksamkeitsressourcen erforderte als bei den weiblichen Probanden, welche in der Mehrzahl angaben, kaum Erfahrungen mit Computersimulationen bzw. -spielen gesammelt zu haben. Einigen Teilnehmern war die Flugsimulationssoftware „Microsoft® Flight Simulator X“ bekannt, welche nach ihren Erfahrungen sogar schwieriger zu kontrollieren ist im Vergleich zum LAS 5.0-Programm. Die neurophysiologische „Effizienz“ nimmt in Abhängigkeit vom Erfahrungsstand einer Person zu im Sinne der Anwendung kognitiver Strategien, womit eine geringere Hirnaktivierung erforderlich ist (Parks, Crockett, Tuokko, Beattie, Ashford, Coburn et al., 1989). Fairclough, Venables und Tattersall (2005a) betonen, dass die Sensitivität psychophysiologischer Variablen bis zu einem gewissen Grad auch vom individuellen Erfahrungsgrad abhängt, d. h., im Falle eines umfangreichen Erfahrungsschatzes sind psychophysiologische Parameter weniger sensitiv gegenüber hohen kognitiven Anforderungen im Vergleich zu einem Novizen. Hierbei stellt sich die Frage, ob psychophysiologische Kennwerte eine hinreichende Diagnostizität als Index kognitiver Anforderungen besitzen, wenn sie zugleich gegenüber Erfahrungseinflüssen immun sind.

Beim Vergleich der Ergebnisse zu den elektrodermalen Parametern mit den EEG-Engagement-Indexwerten mag zunächst ein Widerspruch dahingehend auftauchen, dass die männlichen Probanden eine erhöhte elektrodermale Aktivität aufwiesen, aber

gleichzeitig auf zentralnervöser Ebene weniger involviert waren als die weiblichen Teilnehmer. Dieser Widerspruch lässt sich dadurch erklären, dass die elektrodermale Aktivität vornehmlich die emotionale Beanspruchung der Probanden widerspiegelte (Erwartungsdruck, die Flugaufgabe fehlerfrei zu meistern; vgl. Boucsein, 1991), wohingegen die zentralnervöse Aktivität in Gestalt des Engagement-Index sich eher auf kognitive Prozesse bezog. Hierbei ist davon auszugehen, dass die männlichen Probanden aufgrund ihres größeren Erfahrungsschatzes mit Computeranwendungen im Sinne der oben beschriebenen Automatisierung von Abläufen weniger involviert waren.

Eine höhere Aktivität im präfrontalen bzw. frontalen Bereich lässt sich mit Befunden in Verbindung bringen, bei denen die Beta-Aktivität eher im Zusammenhang mit kognitiven Prozessen als mit mentaler Beanspruchung gesehen wird (siehe Abschnitt 1.6.2.2). Brookings et al. (1996) fanden in ihrer Fluglotsen-Simulations-Studie eine erhöhte Beta-Power bei Komplexitätsmanipulationen, was in der vorliegenden Untersuchung ebenfalls erfolgte, wohingegen bei mental beanspruchenden Aufgaben eher eine Reduzierung der Beta-Aktivität zu beobachten war (z. B. bei Wilson, 2002). Die höchsten Engagement-Indexwerte erschienen genau in Mission 3, die mit der Höhenänderung und der Nachjustierung der Instrumente den komplexesten Teil der Flugaufgabe darstellte. Aus den sehr hohen Engagement-Indexwerten im Präfrontal- und Frontalbereich kann gefolgert werden, dass der Anteil der Beta-Power im Zähler des Quotienten für diesen Bereich sehr hoch war im Vergleich zur Summe der Theta- und Alpha-Anteile im Nenner des Quotienten. Dies wird auch durch Ergebnisse von Prinzel et al. (2003) gestützt, die als typisches Muster hoher Aufgabeninvolviertheit eine erhöhte Beta-Aktivität, verbunden mit einer Alpha-Blockade und einer reduzierten Theta-Power feststellten. Insgesamt kamen Prinzel et al. (2003) unter Verweis auf ihre bisherigen Untersuchungen zu dem Schluss, dass eine Kombination dieser drei Frequenzanteile in Form eines Engagement-Index die höchste Aussagekraft zur Aufgabeninvolviertheit besitzt im Vergleich zur isolierten Betrachtung einzelner Frequenzbänder.

Die Analyse des Übergangs von der Ruhebedingung hin zu den aktiven Missionen des Startens und Steigens sowie der Höhenänderung mit Nachjustierung der Instrumente zeigte ebenfalls Parallelen zu den bereits erörterten peripherphysiologischen Befunden. Während der Engagement-Index in Ruhe sehr niedrig war, erfolgte beim Übergang zu

den folgenden Missionen eine deutliche Zunahme der Werte als Zeichen erhöhter Aktivierung. Diese Zunahme war erneut für die Mission „Move Mode mit Nachjustierung der Instrumente“ am höchsten, insbesondere im Präfrontal (AF)- und Frontalbereich (Fz), wobei die weiblichen Teilnehmer in diesem Bereich wieder die höheren Werte zeigten. Im Falle der beiden verglichenen Missionsabfolgen konnten keine signifikanten Effekte hinsichtlich der Mission und des Verlaufs festgestellt werden. Lediglich in Verbindung mit den betrachteten Hirnarealen bzw. Elektrodenpositionen wurde ersichtlich, dass – wie schon in den vorangegangenen Analysen – eine präfrontale bzw. frontale Dominanz der Engagement-Indexwerte zu verzeichnen war, was wiederum vor allem auf die weiblichen Teilnehmer zutraf.

Insgesamt legen die vorliegenden Ergebnisse nahe, dass der Engagement-Index gut zwischen Phasen niedriger und hoher Beanspruchung zu differenzieren vermag. Zusätzlich war es möglich, bis zu einem gewissen Grad auch innerhalb der aktivierenden Missionen zu differenzieren, was in erster Linie auf die Missionen 3, 5 und 6 zutraf: Hier ließ sich die Mission „Move Mode mit Nachjustierung“ mit höheren Werten von den nachfolgenden Kurvenmanövern 90° bzw. 80° mit reduzierten Indexwerten zumindest auf deskriptiver Ebene unterscheiden, da der post hoc durchgeführte Tukey-Test in diesem Falle keine signifikanten Unterschiede aufzeigen konnte. Es handelt sich bei diesem statistischen Prüfverfahren um einen sehr konservativen Weg des post-hoc-Mittelwertsvergleichs aufgrund der stets mitgeführten Alpha-Adjustierung.

2.5.2 Subjektive Daten

Die Ergebnisse zu den fünf Faktoren des Fragebogens zum Beanspruchungserleben zeigten für alle Faktoren – außer den Faktor 2 „Stress“ – einen signifikanten bis hochsignifikanten Haupteffekt des Messzeitpunktes. Die Probanden fühlten sich nach dem Experiment im Mittel müder (Faktor 1a), wiesen eine herabgesetzte positive Affektivität auf (Faktor 1b), welche gleichzeitig auch von einer reduzierten negativen Affektivität (Faktor 3) begleitet war, was überraschend ist, und hatten ein größeres Monotonieerleben nach Beendigung des Experiments (Faktor 4). Bei Hinzunahme der Korrelationswerte zeigte sich, dass die Faktoren zur positiven und negativen Affektivität weder vor noch nach dem Experiment signifikant korreliert waren und somit eine gewisse Unabhängigkeit voneinander aufwiesen. Dies könnte erklären,

warum eine erwartete Reduzierung der positiven Affektivität bei gleichzeitiger Zunahme der negativen Affektivität zum Ende des Experiments ausblieb. Im Vergleich dazu ging eine Zunahme der Ermüdung sowohl vor als auch nach dem Experiment in hochsignifikanter Weise mit einer herabgesetzten positiven Affektivität einher, was auch dem varianzanalytischen Befund entspricht. Der Faktor Stress zeigte sowohl vor als auch nach dem Experiment ähnliche und im Vergleich zu den anderen Faktoren sehr geringe Mittelwerte auf. Da es sich um eine simulierte Flugaufgabe handelte, ist davon auszugehen, dass sich – im Vergleich zu realen Flugbedingungen – kein derartiges Stressniveau aufbauen konnte, da ein möglicher „Absturz“ unter simulierten Bedingungen keine fatalen Folgen nach sich gezogen hätte, wie es in der Realität der Fall wäre. Bezogen auf physiologische Parameter stimmt dies mit den Befunden von Wilson et al. (1987) überein, denen zufolge simulierte Flugbedingungen gegenüber realen Flügen kaum zwischen unterschiedlichen Beanspruchungsgraden zu differenzieren vermochten, da der fordernde Charakter der realen Umgebung fehlte. Die Faktoren Ermüdung und Monotonie wiesen zu Beginn keinen signifikanten korrelativen Zusammenhang auf, was allerdings nach Beendigung des Experiments der Fall war. Da die Flugaufgabe beabsichtigterweise längere Missionsabschnitte bloßer Überwachungstätigkeit ohne aktives Handeln beinhaltete, ist es durchaus nachvollziehbar, dass die Wachheit der Probanden, verbunden mit der gleichförmigen Tätigkeit der Instrumentenbeobachtung über längere Zeitfenster, mit dem Fortschreiten der Flugaufgabe nachließ. Bei der Definition von Monotonie als einer Form der Fehlbeanspruchung (vgl. DIN EN ISO-Norm 10075, siehe Abschnitt 1.4.3.6) wird das damit verbundene Nachlassen der physiologischen Aktiviertheit hervorgehoben, was diesen Zusammenhang untermauert. Ein signifikanter Zusammenhang zwischen der allgemeinen zentralen Aktiviertheit (AZA) und dem Monotonieerleben nach Beendigung der Untersuchung konnte hier jedoch nicht aufgezeigt werden, allerdings bestand eine hochsignifikante positive Korrelation zwischen der am Ende erhobenen AZA- und Anstrengungsskala. Demzufolge wiesen Probanden, die den Gesamtverlauf der Flugaufgabe als anstrengend empfunden hatten, zugleich auch eine höhere Aktiviertheit im Sinne einer gesteigerten geistig-nervlichen Anspannung auf. Aufgrund der bei den elektrodermalen Kennwerten höheren Aktivierung in der männlichen Probandengruppe hätte man diesen Zusammenhang vor allem auch in dieser Gruppe erwartet. Allerdings ergab sich auf varianzanalytischer Ebene kein signifikanter Einfluss des Geschlechts auf die Fragebogendaten. Die AZA-Mittelwerte waren für männliche wie weibliche Probanden nahezu identisch,

und die Anstrengungsskalenwerte lagen in der männlichen Probandengruppe sogar niedriger als in der weiblichen. Dies könnte wiederum durch die im Allgemeinen größere Erfahrung von Männern mit technischen Sachverhalten, insbesondere Computersimulationen, bedingt sein, so dass sie die Flugsimulation als weniger anstrengend empfanden.

Bezüglich subjektiver Datenerhebungen ist kritisch anzumerken, dass diese keine Verlaufserhebungen darstellen, so dass die Einschätzungen der Probanden retrospektiver Natur sind, was Verzerrungen in den erfassten Fragebogendaten nach sich ziehen kann (vgl. Hart & Wickens, 1990). Es besteht alternativ die Möglichkeit, Fragebögen mehrfach aufeinanderfolgend vorzulegen, wie z. B. den hier verwendeten Fragebogen zum subjektiven Beanspruchungserleben (Hemmann et al., 2001), der aufgrund seiner Kürze sehr schnell ausgefüllt werden kann. Allerdings wäre dies in der vorliegenden Untersuchung dahingehend problematisch gewesen, dass die zusammenhängende Flugaufgabe unterbrochen worden wäre mit der Folge von erheblichen Störeinflüssen auf die psychophysiologische Datenerhebung. Daher haben die vorliegenden subjektiven Daten nur einen allgemeinen Aussagewert, d. h., sie beziehen sich nicht auf bestimmte Flugsequenzen während der Flugaufgabe. Hier zeigt sich erneut der Vorteil psychophysiologischer Datenerhebung in Form einer kontinuierlichen Aufzeichnung in Echtzeit, ohne dass dabei in den Messprozess als solches eingegriffen werden muss (vgl. Abschnitt 1.6.1).

2.5.3 Reaktionszeit-Daten

Bei den Reaktionszeiten ließ sich entgegen den Erwartungen keine signifikante Differenzierung zwischen den beiden 30°- bzw. 10°-Kurvenmanöver im Verlauf der Flugaufgabe aufzeigen (was – wie oben beschrieben – auch anhand der physiologischen Daten kaum möglich war). Ein Grund hierfür könnte im Neigungswinkel liegen, mit welchem die Kurven geflogen wurden. Manche Probanden flogen die Kurven sehr vorsichtig, d. h., mit einem geringen Neigungswinkel der Maschine, wodurch sich die Reaktionszeiten zwangsläufig verlängerten. Somit ist die Kurvenstärke als eine konfundierende Variable anzusehen, die etwaige Unterschiede überlagerte. Es muss dabei betont werden, dass alle Teilnehmer sowohl im Training als auch bei der Durchführung mit physiologischen Ableitungen stets angehalten wurden, den

Neigungswinkel bei Kurvenmanövern nach rechts bzw. links immer auf dem ersten Teilstrich des Kurskreisels zu halten. Auf deskriptiver Ebene zeigte sich für die weiblichen Probanden, die morgens erschienen, ansatzweise eine längere Reaktionslatenz bei RT 3 gegenüber RT 1 (30°-Kurvenmanöver). Dies ist im Einklang mit der Beobachtung, dass vigilanzbezogene Tätigkeiten im Allgemeinen nachmittags und abends mit einer besseren Leistung einhergehen als in den Morgenstunden, da die Aktivierung über den Tag zunimmt (vgl. Davies, Parasuraman & Toh, 1984; siehe Abschnitt 1.4.3.6).

2.5.4 Zusammenfassung Experiment 1

Anhand der vorstehend diskutierten Befunde lässt sich zusammenfassend festhalten, dass sowohl auf peripherphysiologischer als auch zentralnervöser Ebene eine Abgrenzung unterschiedlich beanspruchender Flugsequenzen möglich war. Als besonders geeignet erwiesen sich die NS.SCRs der EDA, gefolgt von der Herzrate und der Summenamplitude der NS.SCRs. Die HRV sowie die Atemfrequenz erbrachten keine systematische Differenzierung in den betrachteten Flugmissionen. Insbesondere die Atemfrequenz wies z. T. widersprüchliche Ergebnisse auf, wobei Probanden in beanspruchenden Flugabschnitten einen erheblichen Rückgang der Atemfrequenz aufwiesen, was sich vermutlich auch auf die HRV dahingehend auswirkte, dass diese durch die reduzierte Atemtätigkeit zunahm und somit zu einer Unterschätzung der Beanspruchung führte. Hinsichtlich des Engagement-Index als zentralnervösem Parameter war eine grundsätzliche Unterscheidung zwischen aktiven und passiven Flugsegmenten, jedoch keine feinere Differenzierung, möglich, wobei eine präfrontale bzw. frontale Dominanz zu beobachten war.

3. Experiment 2

3.1 Überleitung und Hypothesen

Aufgrund der aus Experiment 1 gewonnenen Erkenntnisse über die Aktivierung bzw. Aktiviertheit bei der Bearbeitung einer authentischen Flugsimulationsaufgabe mit Unterteilung in verschiedene Flugmissionen sollten diejenigen physiologischen Maße herausgegriffen werden, die für einen Regelalgorithmus mit adaptiver Automatisierung in Frage kommen.

Im Gegensatz zu Seitenwindeinflüssen wurden für die zweite Untersuchung Turbulenzeinflüsse unterschiedlicher Stärke als Störvariable eingeführt. Der Vorteil gegenüber Seitenwindeinflüssen besteht darin, dass den Auswirkungen von Turbulenzeinflüssen schneller entgegengewirkt werden kann, was Kurskorrekturen betrifft. Bei Seitenwindeinflüssen hielten die Auswirkungen auch noch nach Wegschalten der Seitenwinde minutenlang an, da das Flugzeug nur allmählich wieder auf den Sollkurs zurückkehrte.

Da der für alle Untersuchungen verwendete Flugsimulator über sechs Turbulenzstärke-Abstufungen verfügt, stellte sich im Vorfeld die Frage, ob für die Entwicklung eines biokybernetischen Regelalgorithmus alle Turbulenzstufen heranzuziehen wären oder ob bestimmte Turbulenzstufen herausgegriffen werden sollten, die hinreichend sind, um unterschiedliche Grade der Aktiviertheit zu erzeugen. Zur methodischen Absicherung der Turbulenzstufen-Auswahl, welche in einem geschlossenen Regelkreis die Anforderungshöhe regulieren soll, wurde daher vor der Implementierung eines Regelalgorithmus eine Voruntersuchung durchgeführt, mit Hilfe derer ermittelt werden sollte, wie Probanden die Turbulenzabstufungen des Flugsimulators hinsichtlich ihrer Aktiviertheit subjektiv einschätzen. Dabei stellte sich die Frage, ob es Turbulenzstufen gibt, die als gleichermaßen aktivierend empfunden werden, so dass es möglich wäre, die am besten differenzierenden Turbulenzstufen herauszugreifen. Die Einstufung erfolgte mit Hilfe der bereits in Experiment 1 verwendeten Allgemeinen Zentralen Aktiviertheits-Skala (AZA) nach Bartenwerfer (1969). Gleichzeitig sollte mit der Auswahl mehrerer Turbulenzabstufungen den Problemen einer Zweipunkt-Regelung durch

bloßes Ein- und Ausschalten von Turbulenzen bei einem zu entwickelnden Regelkreis-System entgegengewirkt werden (vgl. Abschnitt 1.8.1).

Es wurde erwartet, dass mit der Manipulation der Turbulenzstärke die Aktiviertheit eines Probanden in seinem AZA-Einstufungsurteil ebenfalls variiert: Mit zunehmender Turbulenzstärke steigt auch die mentale Beanspruchung. Die zunehmende mentale Beanspruchung geht einher mit einer erhöhten Aktiviertheit. Die erhöhte Aktiviertheit im Sinne geistig-nervlicher Angespanntheit spiegelt sich in der Höhe des AZA-Punktwertes wider. Daraus ergab sich folgende Hypothese:

Mit steigender Turbulenzstärke nimmt auch der AZA-Punktwert zu.

3.2 Methoden Experiment 2

3.2.1 Stichprobe

An der Voruntersuchung nahmen 36 Probanden (vorwiegend Psychologie-Studenten der Bergischen Universität Wuppertal) im Alter von 18 bis 38 Jahren teil ($M = 24,17$ Jahre, $SD = 4,4$ Jahre). Hierbei wurden zur Kontrolle möglicher Geschlechtseffekte 18 Männer ($M = 25,00$ Jahre, $SD = 4,34$ Jahre) und 18 Frauen ($M = 23,33$ Jahre, $SD = 4,42$ Jahre) untersucht. Der Visus der Teilnehmer war durch eine Brille bzw. Kontaktlinsen gegebenenfalls korrigiert. Als Teilnahmevergütung erhielten Psychologiestudenten 1,5 Vpn-Stunden sowie Schokolade.

3.2.2 Versuchsplan

Die Grundlage bildete ein dreifaktorielles Versuchsdesign mit Messwiederholungen. Unabhängige Variablen waren zum einen der Innersubjektfaktor Turbulenzstärke (6-stufig), wobei jedem Probanden insgesamt sechs Turbulenzstärken zur subjektiven Einschätzung vorgelegt wurden. Zur Kontrolle möglicher Reihenfolge-Effekte wurde die Darbietungsabfolge der Turbulenzstärken nach Lateinischem Quadrat permutiert:

1 2 3 4 5 6 → 6 Personen
2 6 4 1 3 5 → 6 Personen
3 1 6 5 2 4 → 6 Personen
4 5 2 3 6 1 → 6 Personen
5 3 1 6 4 2 → 6 Personen
6 4 5 2 1 3 → 6 Personen

Wenn ein permutierter Block mit sechs Abfolgen von sechs Vpn durchlaufen worden war, wurde wieder von vorne begonnen. Auf diese Weise entfielen auf jede Turbulenzabfolge je sechs Vpn. Zur Kontrolle möglicher Geschlechtsunterschiede wurde als Zwischensubjektfaktor das Geschlecht der Probanden berücksichtigt (2-stufig), wobei sich jede Abfolge aus drei Männern und drei Frauen zusammensetzte, um gleiche Gruppenstärken zu erzielen. Als weiterer Zwischensubjektfaktor wurde die Abfolge der Turbulenzstärken (6-stufig) herangezogen. Als abhängige Variable diente der AZA-Punktwert, den die Probanden nach jeder Turbulenzdarbietung auf der AZA-Skala markierten.

3.2.3 Geräte

Die Untersuchung erfolgte im selben schalldichten und klimatisierten Labor mit denselben Rechnern wie in Untersuchung 1 (siehe Abschnitt 2.2.4). Der erste Rechner (Kontrollrechner) im Labor-Vorraum diente dazu, die Abfolge der Turbulenzdarbietungen auf dem zweiten Rechner (LAS-Rechner zur Flugsimulations-Darbietung) zu steuern. Für jede Turbulenzabfolge-Permutation wurde ein Programm erstellt (Start1.bat bis Start6.bat). Alle sechs Programme wurden auf dem Desktop des Steuerungsrechners hinterlegt, um sie leichter initiieren zu können.

Die Turbulenzstufen (TB) beeinflussen sowohl die Häufigkeit als auch die Größe der Auslenkungen des Flugzeugs um die Längs- und um die Querachse. Diese werden ebenfalls durch die Geschwindigkeit (TAS) des Flugzeugs gegenüber der Luft beeinflusst sowie durch den Zufallsfaktor RND (0-1) (aus einer persönlichen Mitteilung des Flugsimulator-Herstellers, O. Fahsig):

- Die Häufigkeit (s) folgt der Formel $(7-TB)*100/TAS$ (Werte < 0 führen zu max. Häufigkeit, in der Regel 20 mal/s).

- Die Größe der Auslenkung um die Längsachse ($^{\circ}$ Bank) ergibt sich aus der Formel $(RND * TB + 1) * (TAS / 120)$.
- Die Größe der Auslenkung um die Querachse ($^{\circ}$ Pitch) ergibt sich aus der Formel $2 * RND$.

Zur Erfassung der subjektiven Aktiviertheitseinschätzung wurde den Probanden die AZA-Skala (Bartenwerfer, 1969) in Papier- und Bleistift-Form vorgelegt.

3.2.4 Flugaufgabe und Versuchsdurchführung

Zu Beginn des Experiments wurden die Probanden mit dem Flugsimulator und den wesentlichen Instrumenten vertraut gemacht (Abbildung siehe Anhang S. A 2) und die Einverständniserklärung zur freiwilligen Teilnahme eingeholt (siehe Anhang S. A 19). Die Aufgabe des jeweiligen Probanden bestand darin, das Flugzeug in Startposition zu bringen (Instrumente zur Funknavigation voreinstellen, Tanks füllen, Benzinpumpe einschalten). Es wurden die gleichen Voreinstellungen wie bei Experiment 1 verwendet (Strecke Frankfurt/Main – Erfurt). Nach erfolgreichem Start (Abheben bei ca. 70 bis 80 Knoten Geschwindigkeit) sollten die Teilnehmer auf eine vorläufige Höhe von 2000 ft steigen und bei Erreichen dieser Höhe die Maschine stabilisieren (austrimmen). Über die Tastatur des LAS-Rechners im Labor-Vorraum wurde der Proband vom Versuchsleiter mit der Taste „m“ (für „Move Mode“) auf die Zielhöhe von 10000 ft gebracht. Anschließend musste die Vp über das Steuerhorn mit Hilfe des Kurskreisels den Zielkurs von 60° einschlagen. Um eine Vorstellung darüber zu erlangen, was das Fliegen unter Turbulenzen bedeutet, wurden zur Demonstration Turbulenzen mittlerer Stärke (Turbulenzstufe 3 von insgesamt 6 Stufen) eingespielt, wobei der Proband sowohl Kurs als auch Flughöhe halten musste. Während der Demonstrationsphase hatte der Versuchsleiter die Gelegenheit, die Probandendaten zu erfassen (Alter, Geschlecht, Kommentare zu Sehhilfen oder Medikamenteneinnahme). Sobald der Proband mitteilte, dass er nun genügend Übung in der Bedienung des Flugsimulators habe, wurde die Demonstrationsphase beendet. Wenn keine weiteren Fragen seitens des Probanden bestanden, verließ der Versuchsleiter das schalldichte Labor und verschloss die Türen. Nun folgte die Darbietung der Turbulenzen über eines der insgesamt sechs Start.bat-Programme, welches laut Vp-Liste für die betreffende Person vorgesehen war, wobei jede Turbulenzstufe für zwei Minuten dargeboten wurde. Nach jeder 2-Minuten-

Sequenz wurde das Programm automatisch vom Kontrollrechner unterbrochen und das Cockpit-Display manuell über die Taste „z“ („freeze“) vorübergehend eingefroren, so dass der Versuchsleiter dem Probanden die AZA-Skala zur Beurteilung der gerade erlebten Turbulenzstärke vorlegen konnte. Das Einfrieren des Bildschirms diente dazu, dass der Proband während des Ausfüllens der AZA-Skala nicht die Instrumenteneinstellungen aus Versehen veränderte. Anschließend wurde das Labor wieder verschlossen, der eingefrorene Bildschirm freigegeben (über „OK“ des Dialogfensters, welches für den Probanden nicht sichtbar war) und das jeweilige Start.bat-Darbietungsprogramm über die Leertaste des Steuerungsrechners fortgesetzt.

3.3 Statistische Datenauswertung

Zur statistischen Auswertung der sechs Beurteilungsdurchgänge wurde gemäß des Versuchsplans eine dreifaktorielle ANOVA mit Messwiederholungen durchgeführt mit dem Innersubjektfaktor Turbulenzstärke (6-stufig) und den Zwischensubjektfaktoren Geschlecht (2-stufig) und Darbietungsreihenfolge (6-stufig), wobei die Darbietungsreihenfolge als solches keinen experimentellen Faktor darstellte, sondern in erster Linie zur Herausrechnung der Varianz diente. Es wurden Greenhouse-Geisser-korrigierte Freiheitsgrade und p-Werte herangezogen. Die Irrtumswahrscheinlichkeit wurde mit $\alpha=.05$ festgesetzt. Signifikante Effekte wurden post hoc mittels Bonferroni-adjustierten t-Tests überprüft. Alle statistischen Berechnungen erfolgten mit der Software SPSS 12.0 (© SPSS Inc., 2003).

3.4 Ergebnisse

Tab. 3.1: Effekte der ANOVA mit Messwiederholungen

Effekte	df 1	df 2	F	p
Turbulenzstärke	2.583	61.984	19.782	<.001**
Geschlecht	1	24	1.363	>.05
Reihenfolge	5	24	.907	>.05
Turbulenzstärke x Geschlecht	2.583	61.984	1.385	>.05
Turbulenzstärke x Reihenfolge	12.913	61.984	.940	>.05
Geschlecht x Reihenfolge	5	24	2.574	>.05

Die varianzanalytische Auswertung ergab einen höchstsignifikanten Haupteffekt der Turbulenzstärke ($F(2.583, 61.984) = 19.782, p < .001$). Wie aus Abb. 3.1 zu ersehen ist, nahmen mit steigender Turbulenzstärke auch die AZA-Punktwerte zur subjektiven Einschätzung der Aktiviertheit zu. Hierbei zeigten sich allerdings weder signifikante Zwischensubjekteffekte des Geschlechts ($F(1, 24) = 1.363, p > .05$) noch der Reihenfolge ($F(5, 24) = .907, p > .05$). Weibliche Probanden stufen ihre Aktiviertheit nur geringfügig höher ein als die männlichen Teilnehmer. Es waren auch keine signifikanten Interaktionseffekte von Turbulenzstärke und Geschlecht bzw. Turbulenzstärke und Reihenfolge zu beobachten ($p > .05$; siehe Tab. 3.1).

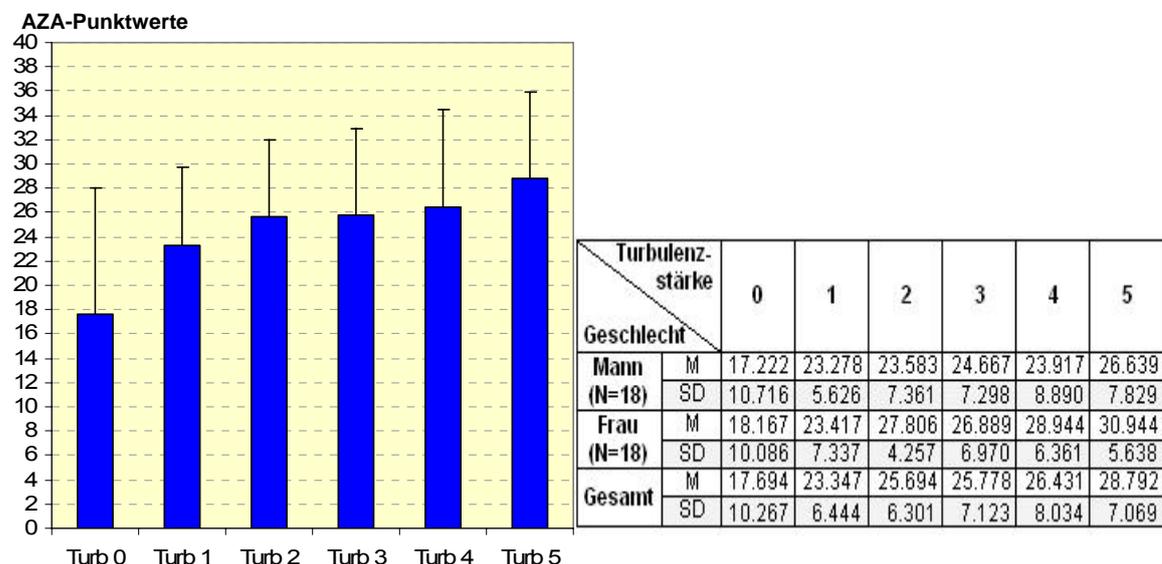


Abb. 3.1: Darstellung der AZA-Punktwerte mit dazugehöriger deskriptiver Statistik ($N = 36$) über die sechs Turbulenzstufen à 2 min Darbietungsdauer

Wie in Abb. 3.1 zu erkennen ist, waren die Mittelwerte der AZA-Punktwerte für die Turbulenzstärken 2, 3 und 4 annähernd gleich, so dass diese in einem nächsten Schritt zu einem Wert zusammengefasst werden konnten (Turb 234, $M = 25.968, SD = 6.577$). Dadurch konnte die post hoc durchgeführte Anzahl paarweiser Vergleiche reduziert

werden ($\alpha_{\text{adjustiert}} = .05/6$ Vergleiche = .0083). Wie Tab. 3.2 zu entnehmen ist, unterschieden sich die AZA-Punktwerte der jeweiligen Turbulenzstärke größtenteils höchstsignifikant voneinander. Die subjektiven Einschätzungen von Turbulenzstufe 1 gegenüber dem Mittel der Turbulenzstärken 2, 3 und 4 unterschieden sich zumindest tendenziell voneinander ($p < .016$). Bei Turbulenzstufe 0 fiel eine sehr hohe Streuung der AZA-Beurteilungen von 10.267 Punkten auf.

Tab. 3.2: Ergebnisse der t-Tests für gepaarte Stichproben (N = 36)

Paar	M (AZA-Punktwert)	SD (AZA-Punktwert)	T	df	p
Turb0 Turb1	17.694 23.347	10.267 6.444	-4.736	35	<.001**
Turb0 Turb 234	17.694 25.968	10.267 6.577	-6.388	35	<.001**
Turb0 Turb5	17.694 28.792	10.267 7.069	-6.777	35	<.001**
Turb1 Turb 234	23.347 25.968	6.444 6.577	-2.583	35	.014#
Turb1 Turb5	23.347 28.792	6.444 7.069	-4.320	35	<.001**
Turb5 Turb 234	28.792 25.968	7.069 6.577	3.690	35	=.001**

* $p < .0083$

** $p < .0016$

$p < .016$ (tend.)

3.5 Diskussion Experiment 2

Aufgrund der vorliegenden Ergebnisse des zweiten Experiments wurden die Turbulenzstufen 0, 1, 3 (als mittlere Stufe der zusammengefassten Stufen 2, 3 und 4 mit vergleichbaren AZA-Punkteinstufungen) und 5 als am besten differenzierend ausgewählt, was die Aktiviertheit der Probanden betraf. Ein Regelalgorithmus zur adaptiven Automatisierung würde also zwischen diesen Turbulenzstufen hin und her schalten, je nachdem, wie aktiviert der Proband zu einem bestimmten Zeitpunkt ist.

Die ungewöhnlich hohe Streuung der AZA-Punktwerte unter Turbulenzstärke 0 lässt sich dadurch erklären, dass manche Probanden im Nachhinein berichteten, in einer Erwartungshaltung gewesen zu sein, was das mögliche Auftreten von Turbulenzen anbelangte. Diese Antizipation habe eine gewisse Anspannung erzeugt, so dass einige Probanden nach der zweiminütigen Phase ohne Turbulenzen einen höheren AZA-Wert angaben im Vergleich zu den übrigen Vpn.

Der Vorteil der Verwendung mehrerer Turbulenzstärken liegt in einer feineren Abstufung, welche eine bessere Anpassung im Hinblick auf den momentanen Aktivierungsgrad einer Vp innerhalb eines geschlossenen Regelkreises ermöglicht. Im Hinblick auf die Verwendung psychophysiologischer Maße ist dies von großer Bedeutung. Insbesondere wird damit dem Instabilitätsproblem begegnet, welches aus einer Zweipunkt-Regelung resultieren kann im Sinne eines bloßen Ein- und Ausschaltens von Turbulenzen (siehe Abschnitt 1.8.1).

4. Experiment 3

4.1 Überleitung und Hypothesen

Ziel der vorangegangenen zwei Untersuchungen war es, zum einen adäquate physiologische Parameter zur Implementierung eines biokybernetischen Regelkreises mit adaptiver Automatisierung zu identifizieren. Zum anderen sollte eine differenzierte und methodisch begründete Auswahl von Turbulenzstärken als Modulatoren mentaler Beanspruchung (Anforderungshöhe) getroffen werden. Wie die Ergebnisse des ersten Experiments zeigen, waren vor allem die NS.SCRs der elektrodermalen Aktivität sowie die Herzrate geeignet, zwischen unterschiedlichen Beanspruchungszuständen zu differenzieren. Maße wie die HRV oder Atemfrequenz erbrachten eher undifferenzierte Befunde. Allerdings stellt die HRV ein interessantes Maß dar, weil sie sich gegenüber den anderen peripherphysiologischen Maßen gegensinnig verhält, d. h., bei erhöhter Beanspruchung nimmt die Anzahl der NS.SCRs zu, die HRV hingegen geht zurück. Hieraus ergab sich der Ansatz, die HRV als Kombinationsvariable zusammen mit den NS.SCRs neben zwei weiteren Regelungsmodi jeweils in einen geschlossenen Regelkreis einzubauen.

Ausgehend von den bereits vorliegenden Befunden zu biokybernetischen Regelkreissystemen (siehe Abschnitt 1.8.2) wurde erwartet, dass Probanden, die einem solchen Regelkreis unterliegen, geringere Abweichungen von ihrem Aktiviertheits-Soll im Vergleich zu einer Kontrollgruppe ohne Regelung (Yoked Control) zeigen. Als Kriterium der Regelgüte wurde die absolute Abweichung der tatsächlichen Aktiviertheit von einem zuvor bestimmten individuellen Sollwert des Arousals herangezogen, da davon auszugehen war, dass jegliche Abweichung vom Sollwert als nachteilig für die Beanspruchungs- bzw. Vigilanzanpassung aufzufassen ist. Hieraus ergaben sich folgende Hypothesen:

- (1) Experimental-Vpn weisen bei den zur Regelung verwendeten psychophysiologischen Variablen eine geringere Abweichung des Istwertes vom Sollwert auf als die Yoked-Control-Vpn.

Des Weiteren wurde erwartet, dass unterschiedliche Kombinationen von psychophysiologischen Parametern im Regelkreis Einfluss auf die Regelgüte haben:

- (2) Ein einzelner psychophysiologischer Parameter als Regelmaß führt zu größeren Abweichungen des jeweiligen Istwerts vom Sollwert im Vergleich zu einer Kombination von physiologischen Maßen.

Darüber hinaus wurde erwartet, dass die adaptive Automatisierung auch die nicht zur Regelung herangezogenen psychophysiologischen Variablen zumindest mittelbar beeinflusst:

- (3) Experimental-Vpn zeigen auch in den nicht zur Regelung herangezogenen physiologischen Parametern eine geringere Abweichung des Istwertes vom Sollwert als die Yoked-Control-Vpn.

Des Weiteren wurde erwartet, dass die Anzahl der Turbulenzumschaltungen im Regelkreis für die geregelte Experimentalgruppe von der Kombination psychophysiologischer Maße beeinflusst wird:

- (4) Die Anzahl der Turbulenzumschaltungen unterscheidet sich in den einzelnen Regelungskombinationen.

Schließlich wurde erwartet, dass der Regelungsmodus sowie die Zugehörigkeit zur Experimental- bzw. Kontrollbedingung die subjektive Beurteilung der Dimensionen zum subjektiven Beanspruchungserleben (Ermüdung, positive Affektivität, Stress, negative Affektivität, Monotonie) sowie der allgemeinen zentralen Aktiviertheit und der Anstrengung in unterschiedlicher Weise beeinflusst.

4.2 Methoden Experiment 3

4.2.1 Stichprobe

An der dritten Untersuchung nahmen 48 Personen im Alter von 20 bis 39 Jahren teil ($M=26,42$ Jahre, $SD=5,34$ Jahre). Zur Kontrolle möglicher Geschlechtseffekte teilte sich die Stichprobe in 24 Männer ($M=26,42$ Jahre, $SD=5,35$ Jahre) und 24 Frauen ($M=26,42$ Jahre, $SD=5,44$ Jahre) auf. Es handelte sich überwiegend um Studenten der Bergischen Universität Wuppertal, wobei die Probanden aus verschiedenen Fachberei-

chen angeworben wurden. Es galten die gleichen Ausschlusskriterien wie unter Abschnitt 2.2.1 beschrieben. Psychologie-Studenten erhielten für ihre Teilnahme drei Vpn-Stunden, alle übrigen Teilnehmer eine Teilnahmevergütung von 10,00 Euro.

4.2.2 Versuchsplan

Es wurde ein Yoked-Control-Design gewählt. Wenn Vpn der Experimentalgruppe eine bestimmte Aktivierung zeigen, erfahren sie auch die entsprechenden Auswirkungen. Vpn der Kontrollgruppe erfahren diese Auswirkungen ebenfalls, jedoch unabhängig von ihrem eigenen Aktivierungsgrad. Auf diese Weise erleben beide Vpn eines Yoked-Control-Paarlings die gleiche Anzahl von Konsequenzen zu denselben Zeitpunkten. Der Grundgedanke ist dabei, dass die Gruppenunterschiede bezüglich der abhängigen Variable auf das Verhalten der Experimental-Vp zurückzuführen sind (Krauth, 2000, S. 71 und 273). Übertragen auf die vorliegende Untersuchung bedeutet dies folgendes:

- (1) **Experimentalbedingung:** Unter dieser Bedingung fand eine Regelung der Turbulenzeinstreuungen in Abhängigkeit vom Aktivierungsgrad des Probanden statt.
- (2) **Yoked-Control-Bedingung:** Hier „flogen“ die Probanden unter der Turbulenzabfolge der Experimental-Vp, der sie zugeordnet worden waren; unabhängig von der eigenen physiologischen Aktiviertheit wurde diesen Probanden somit ein Turbulenzabfolgemuster aufgezwungen.

Tab. 4.1: Versuchsplan zur Flugaufgabe

Geschlecht	Bedingung	Untersuchungsblöcke		
		NS.SCRs	NS.SCRs + Herzrate	NS.SCRs + HRV
Mann	Experimental (Regelung)	10 Messstrecken à 2 min	10 Messstrecken à 2 min	10 Messstrecken à 2 min
	Yoked Control (keine Regelung)			
Frau	Experimental (Regelung)			
	Yoked Control (keine Regelung)			

Wie Tab. 4.1 zu entnehmen ist, durchflog jeder Proband drei Blöcke mit je zehn Messstrecken à 2 min Dauer (in indirekter Anlehnung an eine Versuchsanordnung von Pope et al., 1995). Jeder Block beinhaltete eine andere Kombination von psychophysiologischen Maßen, die zur Regelung der Aktiviertheit herangezogen wurden. Auf diese

Weise sollte ein Vergleich hinsichtlich der Regelgüte jedes Blocks möglich werden. Nachfolgend werden diese Regelungskombinationen näher beschrieben.

4.2.2.1 *Regelung aufgrund der Spontanfluktuationen (NS.SCRs)*

Wurde der Sollwert der NS.SCRs unterschritten, schaltete der Regelalgorithmus um eine Turbulenzstärke nach oben (z. B. von 0 auf 1); bei Überschreitung des Sollwertes erfolgte entsprechend eine Regulierung der Turbulenzstärke nach unten (z.B. von 5 auf 3). Eine solche Regelung konnte beispielsweise wie folgt aussehen:

Baseline Ruhe 1: 8 NS.SCRs Baseline Beanspruchung 1: 18 NS.SCRs

Baseline Ruhe 2: 6 NS.SCRs Baseline Beanspruchung 2: 15 NS.SCRs

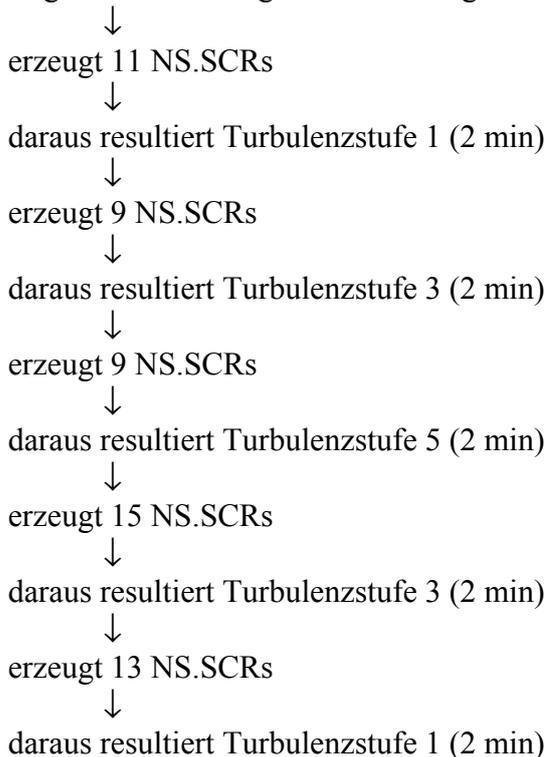
$$\text{Sollwert} = \frac{8+6+18+15}{4} = 11,75 \text{ NS.SCRs}$$

Werte $\leq 11,75$ indizieren Unterforderung

Werte $> 11,75$ indizieren Überforderung.

Ausgehend von diesem Sollwert konnte eine Regelung folgendermaßen ablaufen:

Beginn der Messung mit Darbietung der Turbulenzstufe 0 (2 min) bei allen Vp



↓
erzeugt 10 NS.SCRs
↓
daraus resultiert Turbulenzstufe 3 (2 min)
↓
usw.

4.2.2.2 *Regelung aufgrund der NS.SCRs und der mittleren Herzrate*

Wurden *sowohl* der Sollwert der NS.SCRs *als auch* der Sollwert der mittleren Herzrate gleichzeitig über- bzw. unterschritten, regelte der Algorithmus die Turbulenzstärke entsprechend der Änderungsrichtung. Bei den Indexkombinationen wurden die Sollwerte miteinander verknüpft, um ein Regelmaß zu erhalten. Auch hierzu ein Beispiel:

Sollwert der NS.SCRs aus vorstehendem Beispiel: 11,75

Herzrate (beats per minute – bpm):

Baseline Ruhe 1: 70 bpm

Baseline Beanspruchung 1: 80 bpm

Baseline Ruhe 2: 67 bpm

Baseline Beanspruchung 2: 82 bpm

$$\text{Sollwert HR} = \frac{70 + 67 + 80 + 82}{4} = 74,75 \text{ bpm}$$

Daraus folgt für die Indexkombination:

HR ≤ 74,75 bpm **UND** NS.SCRs ≤ 11,75 indizieren Unterforderung

HR > 74,75 bpm **UND** NS.SCRs > 11,75 indizieren Überforderung.

Wurden diese Prämissen nicht erfüllt, verharrte die Turbulenzstärke auf dem momentan eingestellten Maß.

4.2.2.3 *Regelung aufgrund der NS.SCRs und der Herzratenvariabilität*

Wenn sich die Soll-Ist-Abweichungen der NS.SCRs und der HRV *gegenläufig* verhielten, d. h., wenn beispielsweise die NS.SCRs ihren Sollwert überschritten, der HRV-Istwert jedoch seinen Sollwert unterschritt, erfolgte eine Regulierung der Turbulenzstärke im Sinne einer Turbulenzabschwächung. Im umgekehrten Fall wurde

die Turbulenzstärke hinaufgesetzt. Bei Abweichungen entgegen diesen Prämissen wurde die momentane Turbulenzstärke beibehalten. Diese Kombination wurde vor allem deshalb gewählt, um Atmungs-Artefakteinflüssen auf die elektrodermale Aktivität im Regelkreis mittelbar zu begegnen. Zwischen HRV und Atmung besteht ein enger Zusammenhang (siehe Abschnitte 1.6.3.2.2 und 2.5.1.4). Atmet eine Person sehr tief, nehmen sowohl die NS.SCRs als auch die HRV zu. In diesem Fall würde der Algorithmus eine Verletzung der Prämissen erkennen und keine Turbulenzstärke-Änderung initiieren. Hierzu folgendes Beispiel:

NS.SCRs-Sollwert aus vorstehendem Beispiel: 11,75

Baseline Ruhe 1: 6 bpm

Baseline Beanspruchung 1: 3 bpm

Baseline Ruhe 2: 7 bpm

Baseline Beanspruchung 2: 2 bpm

$$\text{Sollwert HRV} = \frac{6 + 7 + 3 + 2}{4} = 4,5 \text{ bpm}$$

HRV \geq 4,5 bpm **UND** NS.SCRs \leq 11,75 indizieren Unterforderung

HRV $<$ 4,5 bpm **UND** NS.SCRs $>$ 11,75 indizieren Überforderung.

4.2.2.4 Art der Blockdarbietung

Zur Vermeidung von Reihenfolge-Effekten wurden die Blockdarbietungen nach einem Lateinischen Quadrat permutiert, wie der folgende Ausschnitt aus der Vp-Liste verdeutlicht (siehe Tab. 4.2):

Tab. 4.2: Permutation der Blockabfolge nach Lateinischem Quadrat (Ausschnitt aus der Vp-Liste)

Exp Vp	m/w	Blockabfolge	Yoked Vp	m/w
101	m	1 2 3	201	m
102	m	3 1 2	202	m
103	m	2 3 1	203	m
104	w	1 2 3	204	w
105	w	3 1 2	205	w
106	w	2 3 1	206	w

Bei der Bildung der Vpn-Paarlinge wurde darauf geachtet, dass beide Teilnehmer gleichen Geschlechts waren. Wie man Experiment 1 entnehmen kann, zeigte sich vor allem bei den elektrodermalen Kennwerten ein signifikanter Einfluss des Geschlechts, so dass es methodisch unangebracht gewesen wäre, Probanden unterschiedlichen Geschlechts zu koppeln. Des Weiteren war zu beachten, dass eine Experimental-Vp und eine Yoked-Control-Vp die Regelungsmodi auch in der gleichen Reihenfolge durchliefen. Allerdings stellt dieses Design keine vollständige Ausbalancierung dar. Nach Lee (1975, S. 250) ist es in der Mehrzahl von Untersuchungen, die auf Messwiederholungen basieren, unmöglich, alle denkbaren Abfolge-Permutationen zu verwenden, da dies wiederum eine höhere Vpn-Zahl erfordert. Daher wurde ein Lateinisches Quadrat gewählt, um auf jeden Fall sicherzustellen, dass jede Bedingung an jeder Position genau einmal vorkam.

Vor jedem Block wurden erneute Baseline-Messungen zur Sollwert-Bestimmung durchgeführt. Der Sollwert als Führungsgröße ist nicht notwendigerweise konstant, sondern in vielen Fällen zeitlich verändert (vgl. Kaspers, Küfner, Heinrich & Vogt, 1994). Durch erneute Baseline-Messungen vor jedem Untersuchungsblock sollte diesem Umstand Rechnung getragen werden. Außerdem waren die Regelungsmodi als unabhängige in sich geschlossene Versuchseinheiten aufzufassen, was ebenfalls die jeweils erneute Erfassung der Baselinewerte rechtfertigte. Es wurden hierbei zwei Messungen von je 2 min Dauer unter Ruhe durchgeführt (Turbulenzstufe 0), anschließend folgten zwei Messungen unter Belastung (maximale Turbulenzstärke 5). Daraus resultierten insgesamt vier Baseline-Messungen, aus denen über arithmetische Mittelung – wie in den obigen Beispielen in Abschnitt 4.2.2 beschrieben – der individuelle Sollwert der Aktiviertheit ermittelt wurde. Die Erfassung von vier Baseline-Messungen ist damit zu begründen, dass in Probedurchgängen zu diesem Experiment zwei Baseline-Messungen (einmal Ruhe, einmal Belastung) nicht ausreichten, um den Sollwert des jeweiligen Probanden zuverlässig zu ermitteln. Z. B. kam es vor, dass ein Proband in der Ruhephase eine wesentlich höhere Anzahl von NS.SCRs aufwies als unter Belastung, weil er/sie in Erwartung des Experiments oder aus anderen Gründen (z. B. wegen persönlicher Probleme) erregt war. Durch zusätzliche Baseline-Messungen sollte dies wieder weitgehend ausgeglichen werden. Die Regelung, bezogen auf einen zuvor bestimmten individuellen Baseline- bzw. Sollwert, erfolgte in Anlehnung an eine Untersuchung, die Freeman et al. (1999) mit

einem biokybernetischen Regelkreis-System durchführten. Die Autoren zeichneten eine Baseline von 5 min auf, während der die Vp eine Tracking-Aufgabe durchführte, währenddessen der Engagement-Index alle 2 s berechnet wurde. Anschließend wurden diese 2-s-Sequenzen gemittelt, um einen mittleren Engagement-Index als Bezugspunkt für die nachfolgenden Messungen zu erhalten. Aufgrund dieser Vorgehensweise erzielten die Autoren eine Verbesserung der Reaktivität des Regelkreises.

Aus dem obigen Versuchsplan ergab sich ein mehrfaktorielles Design mit Messwiederholungen. Als unabhängige Variablen gingen die Innersubjektfaktoren Regelungsmodus (3-stufig: NS.SCRs, NS.SCRs + Herzrate, NS.SCRs + HRV) und Messstrecke (10-stufig) in die Analyse ein. Als Zwischensubjektfaktoren wurden die Versuchsbedingung (2-stufig: Regelung vs. Yoked Control), Geschlecht (2-stufig) und Reihenfolge der Blockdarbietung (3-stufig) zur Kontrolle von Sequenzeffekten berücksichtigt. Die Einbeziehung der Darbietungsreihenfolge erfolgte gemäß Lee (1975, S. 250), wonach bei zwei oder mehr Vpn je permutierter Abfolge der Faktor Reihenfolge als Kontrollvariable zu berücksichtigen ist. Dies kann damit erklärt werden, dass aus der Permutation der Blockabfolge eine Vergrößerung der Varianz in den erfassten abhängigen Variablen resultiert, welche durch Berücksichtigung des Reihenfolgefaktors kontrolliert werden kann. Auf eine Hinzunahme des Faktors Tageszeit (vgl. Experiment 1) wurde hier verzichtet, da sich in der ersten Untersuchung diesbezüglich keine signifikanten Unterschiede bei den Probanden ergeben hatten. Dadurch wurde auch die Anwerbung von Vpn wesentlich vereinfacht.

Als abhängige Variablen wurden nachfolgende physiologische Parameter erfasst. Maße, die nicht in das adaptive System eingingen, wurden trotzdem aufgezeichnet, um im Nachhinein mittels Offline-Parametrisierung mögliche mittelbare Auswirkungen der drei verschiedenen Regelungsmodi auf diese ausgeklammerten Kennwerte zu ermitteln.

- *Elektrodermale Aktivität:* Die Anzahl der Spontanfluktuationen (NS.SCRs) wurde in allen drei Regelungsmodi zur Regelung herangezogen. Die Summenamplitude der NS.SCRs wurde durch die unmittelbare Parametrisierung mitberechnet, fand jedoch im adaptiven System keine Anwendung.
- *Herzaktivität (EKG):* Die mittlere Herzrate (in beats per minute - bpm) wurde im Modus „NS.SCRs + Herzrate“ mit in die Regelung einbezogen. Die HRV als

Wurzel aus dem mittleren Quadrat sukzessiver Differenzen (RMSSD; vgl. Experiment 1) kam im Regelmodus „NS.SCRs + HRV“ mit zum Tragen.

- *Atmung*: Die Atemfrequenz wurde mit aufgezeichnet, ging jedoch nicht in das adaptive System ein.

4.2.3 Geräte und Online-Datenparametrisierung

Abb. 4.1 zeigt den Aufbau des geschlossenen Regelkreises mit negativer Rückkopplung.

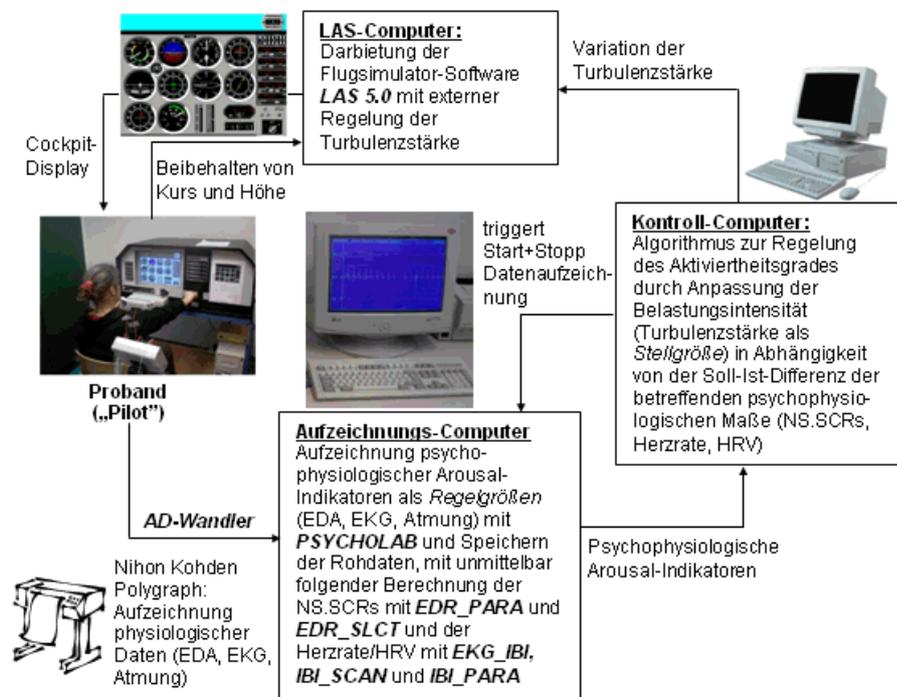


Abb. 4.1: Darstellung des biokybernetischen Regelkreises

Nach Ermittlung des individuellen Sollwertes aus Baselinemessungen (1) begann der Proband mit der Bearbeitung der Flugaufgabe, (2) wobei der Kontrollrechner die Aufzeichnung der physiologischen Daten startete. (3) Nach Ablauf von 2 min unterbrach der Kontrollrechner über den AD-Wandler die Aufzeichnung, um die für den Regelalgorithmus relevanten physiologischen Rohdaten als Ist- oder Regelgröße durch den Aufzeichnungsrechner parametrisieren zu lassen. Diese parametrisierten Ergebnisse wurden an den Kontrollrechner übermittelt, (4) welcher aufgrund des jeweiligen Regelalgorithmus den Soll-Ist-Vergleich durchführte. Entsprechend der Abweichung oberhalb bzw. unterhalb des individuellen Sollwertes wurde die Darbietung der

Turbulenzstufen am LAS-Rechner variiert (Stellgröße), (5) wobei der Proband Turbulenzen unterschiedlicher Stärke gegensteuern musste (6) zur Einhaltung von Flugkurs und -höhe.

Die im geschlossenen Regelkreis integrierten Geräte hatten folgende Funktionen:

- *LAS-Rechner zur Darbietung des Flugsimulator-Programms:* Wie schon in den vorangegangenen Untersuchungen wurde wieder der LAS-Rechner mit der Software LAS 5.0 (Fahsig, Deutschland) verwendet. Durch eine Software-Modifizierung war es möglich, den „Weather Generator“ über den seriellen Port anzusteuern und somit die Turbulenzstärke zu variieren, ohne dass dies für die Vp ersichtlich war. Über eine Switchbox (Roline CS 601-A) konnten sowohl der Proband im schalldichten Labor als auch der Versuchsleiter im Labor-Vorraum das Cockpit-Display jeweils über einen eigenen 17-Zoll-Bildschirm simultan sehen (der Abstand des Probanden zum Bildschirm betrug ca. 0,5 m).
- *PsychoLab-Rechner zur Aufzeichnung und Parametrisierung der physiologischen Daten:* Der PsychoLab-Rechner war mit dem Nihon-Kohden-Polygraphen über einen AD-Wandler verbunden und zeichnete mit Hilfe der Software *PsychoLab* (© Jörn Grabke, 1997) die physiologischen Daten auf. Nach jeder Messstrecke erfolgte eine automatische Parametrisierung der für den jeweiligen Regelungsmodus relevanten physiologischen Maße. Zur Ermittlung der NS.SCRs wurden die Programme EDA_PARA und EDA_SLCT verwendet (© Florian Schaefer, 2003). Zur Ermittlung der Herzrate bzw. HRV (MQSD) wurden die Programme EKG_IBI, IBI_SCAN und IBI_PARA (© Florian Schaefer, 2003) eingesetzt. Das Steuerprogramm GET_PARA (© Florian Schaefer, 2004) koordinierte hierbei den Datenaustausch mit dem Steuerrechner sowie den Aufruf der Mess- und Auswertungsprogramme. Die parametrisierten Daten dienten dem Regelalgorithmus des Kontrollrechners als Berechnungsgrundlage für die Soll-Ist-Differenzen, anhand derer entsprechend die Regelung erfolgen sollte.
- *Kontrollrechner zur Regelung der physiologischen Aktiviertheit des „Piloten“:* Auf Grundlage eines Regelalgorithmus steuerte der Kontrollrechner folgende Vorgänge: (1) Für den Regelalgorithmus und zur Kommunikation mit dem PsychoLab- und Steuerrechner wurde das Steuer- und Regelprogramm GET_DATA (© Florian

Schaefer, 2004) verwendet. Dies ermöglichte eine Berechnung des individuellen Sollwertes nach den vier Baseline-Messungen. (2) Start und Stopp der physiologischen Datenaufzeichnung erfolgten durch Ansteuerung des PsychoLab-Rechners mittels eines Triggerkabels, das den Kontrollrechner mit dem AD-Wandler verband, welcher wiederum mit dem PsychoLab-Rechner verbunden war. (3) Die Hinauf- und Herunterschaltung der Turbulenzen des LAS-Darbietungsrechners geschah in Abhängigkeit vom Soll-Ist-Vergleich der physiologischen Regelparameter nach jeweils 2 min.

Die Aufzeichnung und Parametrisierung der Biosignale erfolgte mit denselben Geräten sowie Filter- und Sensitivitätseinstellungen wie in der ersten Untersuchung (siehe Abschnitte 2.2.4.2 und 2.2.5.1).

4.2.4 Subjektive Daten

Neben den psychophysiologischen Daten kamen, wie bereits in der ersten Untersuchung, folgende Fragebögen zur Anwendung (Beschreibung siehe Abschnitt 2.2.6):

- (1) *Fragebogen zum subjektiven Beanspruchungserleben (Hemmann et al., 2001)*: Dieser Fragebogen wurde zu Beginn der Untersuchung sowie nach jedem der drei Regelungsmodi vorgelegt.
- (2) *AZA-Skala (Bartenwerfer, 1969)*: Diese wurde nach jedem durchlaufenen Regelungsmodus vom Probanden ausgefüllt.
- (3) *Anstrengungsskala (Eilers et al., 1986)*: Diese wurde ebenfalls im Anschluss an jeden Regelblock vorgelegt.

4.2.5 Versuchsdurchführung

Beim Eintreffen des Probanden wurde zunächst – wie schon in der ersten Untersuchung – die Einverständniserklärung zur freiwilligen Teilnahme (*informed consent* – siehe Anhang S. A 20) eingeholt sowie ein Händigkeitsfragebogen vorgelegt (Edinburgh Handedness Inventory; Oldfield, 1971 – siehe Anhang S. A 3). Im Anschluss wurde der Teilnehmer gebeten, zur Vermeidung von Störeinflüssen seine Armbanduhr (wenn vorhanden, auch sein Mobiltelefon) abzugeben und Kaugummis/Bonbons aus dem Mund zu entfernen. Im schalldichten und angemessen beleuchteten Labor nahm der

Proband vor dem Flugsimulator Platz, um sich zunächst mit den grundlegenden Funktionen und Instrumenten des Cockpit-Displays sowie den Drehknöpfen und Hebeln unter Anleitung der Versuchsleiterin vertraut zu machen. Im Beisein der jeweiligen Versuchsleiterin wurden die Instrumente wie folgt eingestellt (siehe Anhang S. A 2):

1. Es erfolgte zunächst eine Abstimmung des Kurskreisels mit dem Magnetkompass über GYRO HDG auf 70° .
2. Danach wurde die Frequenz des Drehfunkfeuers für den Zielflughafen Erfurt über NAV 1 (113,85 MHz) eingestellt.
3. Über den Drehknopf OBS 1 wurde die Zielgerade (sog. Radial) gewählt, auf welcher der Pilot auf sein Ziel zufliegt (60°).
4. Daraufhin erfolgte die Einstellung der Towerkommunikations-Frequenz am Startflughafen Frankfurt/Main (119,90 MHz).
5. Schließlich wurden beide Tanks über den Tankwählschalter gefüllt und einer der befüllten Tanks ausgewählt.

Nach diesen Vorabereinstellungen startete die Vp das Flugzeug und hob bei ca. 70 bis 80 Knoten im Fahrtenmesser durch Heranziehen des Steuerhorns ab. Nach Einfahren des Fahrwerks sollte der Teilnehmer nun bis 2000 ft Höhe steigen und an diesem Punkt die Maschine stabilisieren (Reduzierung der Drehzahl knapp unter 2500 U/min, Ausgleichen einer Steig- bzw. Sinktendenz durch Austrimmen der Maschine zurück in die horizontale Position). Über die Tastatur im Labor-Vorraum änderte die jeweilige Versuchsleiterin am LAS-Rechner über das mit der Taste „m“ aufgerufene Dialogfenster „Move Mode“ die Flughöhe von 2000 ft auf 10000 ft. Diese Änderung erforderte ggfs. das erneute Austrimmen der Maschine in die horizontale Position. Des Weiteren musste der Teilnehmer über das Steuerhorn mit Hilfe des Kurskreisels seinen Kurs von bisher 70° durch eine Linkskurve auf 60° ändern, um auf das voreingestellte Radial des Zielflughafens zu gelangen. Nach Stabilisierung der Maschine wurde dem Probanden erklärt, dass ein Flug nicht immer ruhig verlaufe, beispielsweise infolge von Turbulenzen. Zur Veranschaulichung solcher Störeinflüsse wurde am Kontrollrechner ein Demo-Programm gestartet, welches über eine Verbindung zum LAS-Rechner Turbulenzen mittlerer Ausprägung (Turbulenzstärke 3) einspielte. Hierbei war es Aufgabe der Vp, trotz der Turbulenzen sowohl die Flughöhe von 10000 ft als auch den Zielkurs von 60° beizubehalten. Sobald der Proband von sich aus mitteilte, dass er nun das Fliegen unter Turbulenzen beherrsche, wurde das Demo-Programm unterbrochen.

Nach erneuter Stabilisierung der Maschine wurde das Cockpit-Display vom Versuchsleiter über die Taste „z“ des LAS-Rechners („freeze“) am aktuellen Punkt eingefroren, da die Start- und Steigen-Sequenz hier nicht Gegenstand der eigentlichen Flugaufgabe war und daher nicht wiederholt werden musste. Nun erfolgte das Anlegen der Elektroden zur Ableitung der physiologischen Reaktionen (EKG, EDA, Atmung). Nach Überprüfung der Biosignale über den Polygraphen wurde dem Teilnehmer eine schriftliche Information zur Versuchsdurchführung gegeben, welche die Versuchsleiterin parallel laut vorlas (siehe Anhang S. A 22). Wenn hierzu keine weiteren Fragen bestanden, wurde der Proband anschließend gebeten, den Fragebogen zur subjektiv erlebten Beanspruchung (Hemmann et al., 2001) bezüglich seines momentanen Befindens auszufüllen. Dann schloss die Versuchsleiterin die Doppeltür des Labors. Am Kontrollrechner wurde anhand einer Vpn-Liste (siehe Tab. 4.2 in Abschnitt 4.2.2.4) die für den betreffenden Probanden vorgesehene Abfolge von Versuchsblöcken ermittelt und über eine Maske die demographischen Daten (Alter, Geschlecht, Bedingung, Vp-Nummer, Besonderheiten wie Brille oder Kontaktlinsen) eingegeben. Über die Wechselsprechanlage teilte die Versuchsleiterin dem Probanden den Beginn des Experiments mit. Der Ablauf stellte sich hierbei wie folgt dar (Abb. 4.2):

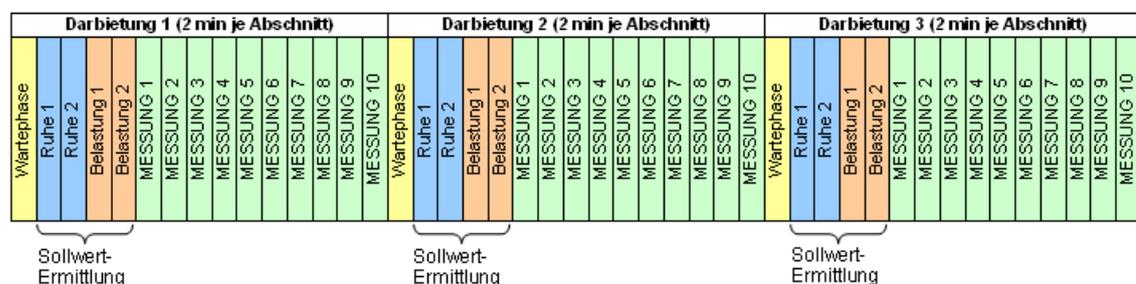


Abb. 4.2: Schematische Darstellung des Versuchsablaufs

Gemäß der vordefinierten Reihenfolge wurde der erste Block mit der entsprechenden Kombination physiologischer Maße gestartet, die zur Regelung herangezogen wurden. Bei jedem der insgesamt drei Versuchsblöcke folgten nach einer 2-minütigen Wartephase (zur Stabilisierung der physiologischen Signale) die vier Baseline-Messungen von je zwei Minuten Dauer. Aus diesen vier Kennwerten bildete der Kontrollrechner über einen Algorithmus das arithmetische Mittel für das jeweils interessierende physiologische Maß als Bezugswert (Sollwert) für die nachfolgenden Mess-Etappen. Nach jeder 2-minütigen Messstrecke erfolgte eine automatische Parametrisierung der physiologischen Daten auf dem PsychoLab-Rechner mit

Weiterleitung des Ergebnisses an den Kontrollrechner. Der Regelalgorithmus verglich den Sollwert mit dem soeben erfassten Istwert. Auf diese Weise wurden insgesamt zehn Messstrecken pro Block durchlaufen. Während des jeweiligen Blocks war dem Proband nicht bewusst, wann eine Messstrecke begann und für den Soll-Ist-Vergleich endete. Die Triggerung und Unterbrechung von Messstrecken erfolgte automatisch durch den Kontrollrechner. Nach jedem Block (ca. 20 bis 25 min Dauer einschließlich der Interaktionszeiten der drei involvierten Rechner) wurde das Cockpit-Display vom Versuchsleiter erneut eingefroren, um unbeabsichtigte Manipulationen der Instrumenteneinstellungen zu vermeiden. Nach kurzer Mitteilung durch die Wechselsprechanlage betrat die Versuchsleiterin das Labor und legte dem Probanden erneut den Fragebogen zur subjektiv erlebten Beanspruchung (Hemmann et al., 2001) sowie zusätzlich die AZA-Skala (Bartenwerfer, 1969) und die Anstrengungsskala (Eilers et al., 1986) vor. Nach einer kurzen Anleitung zum Ausfüllen der Fragebögen verließ die Versuchsleiterin vorübergehend das Labor, damit der Proband die Fragebögen ungestört kennzeichnen konnte. Anschließend wurde die Doppeltür wieder verschlossen, um mit der Darbietung des zweiten Versuchsblocks fortzufahren, wobei die Vorgehensweise genauso erfolgte wie bei der ersten Darbietung. Nach Durchlaufen des zweiten und dritten Versuchsblocks wurden der Vp jeweils die drei oben beschriebenen Fragebögen vorgelegt. Nach Beendigung aller drei Versuchsblöcke und Ausfüllen der Fragebögen wurden die Elektroden entfernt und die Vp verabschiedet. Die Gesamtdauer des Experiments betrug je nach Übungsbedarf des jeweiligen Probanden 3 bis 3,5 Stunden.

4.3 Statistische Auswertung

4.3.1 Physiologische Daten

Für die statistische Auswertung der physiologischen Daten wurden für jedes physiologische Maß die absoluten Soll-Ist-Differenzbeträge über die zehn Messstrecken eines jeden Regelblocks herangezogen, weil diese als Kriterium einer erfolgten Regelung am geeignetsten waren. Zudem konnten hierdurch individuelle Niveauunterschiede der Vpn berücksichtigt bzw. ausgeglichen werden, da die Baseline-Messungen in die Differenzbildung eingingen. Eine Beibehaltung der Vorzeichen der Differenzwerte hätte zu Verrechnungsfehlern bei der Mittelung dieser Werte für die untersuchten Gruppen geführt. Hinzukommt, dass jegliche Abweichung – sei es nun oberhalb oder

unterhalb des individuellen Sollwertes – als gleichermaßen nachteilig für die Aktiviertheit des Probanden angesehen werden konnte und somit das Vorzeichen der Abweichung eher eine untergeordnete Rolle spielte.

Die statistischen Auswertungen erfolgten mittels Varianzanalysen mit Messwiederholungen und post hoc durchgeführten Bonferroni-adjustierten Mehrfachvergleichen (SPSS 12.0; © SPSS Inc., 2003). Neben den zur Regelung herangezogenen physiologischen Kennwerten wurden auch diejenigen Maße ausgewertet, die nicht in den Regelkreis eingingen. Auf diese Weise sollten etwaige mittelbare Auswirkungen der Regelungsmodi auf diese Maße berücksichtigt werden. Daher erfolgte im nachfolgenden Ergebnisteil eine Unterteilung in zur Regelung und nicht zur Regelung herangezogene Parameter.

Anhand der varianzanalytischen Analysen sowie der deskriptiven Statistik wurde *a posteriori* ersichtlich, dass eine Differenzierung zwischen Experimental- und Yoked-Control-Bedingung erst ab der zweiten Hälfte der jeweils zehn Messstrecken offenkundig war. Um eine grundlegende Aussage über die Regelungsmodi hinsichtlich ihrer Regelgüte treffen zu können, wurde im Nachhinein für jedes physiologische Maß getrennt eine ANOVA mit Messwiederholungen auf Basis der Messstrecken 6 bis 10 durchgeführt, in der als Innersubjektfaktoren der Regelungsmodus (dreistufig, d. h., Regelung nach „NS.SCRs“, „NS.SCRs + Herzrate“ und „NS.SCRs + HRV“), die Messstrecke (fünfstufig, d. h., die Messstrecken 6 bis 10) sowie als Zwischensubjektfaktoren die Bedingung (zweistufig, d. h., Experimental- vs. Yoked-Control-Bedingung), das Geschlecht (zweistufig) und die Reihenfolge der Regelungsmodi-Darbietung (dreistufig, d. h., drei Abfolgepermutationen) eingingen.

In einer dritten Analyse wurde für die Probanden der geregelten Experimentalgruppe (N=24) zusätzlich die Anzahl der Turbulenz-Umschaltungen ermittelt, welche anschließend als abhängige Variable einer ANOVA mit Messwiederholungen unterzogen wurde. Hierbei gingen als unabhängige Variablen der Innersubjektfaktor Regelungsmodus (dreistufig) und die Zwischensubjektfaktoren Geschlecht (zweistufig) und Darbietungsreihenfolge der Untersuchungsblöcke (dreistufig) in die Analyse ein. Yoked-Control-Probanden wurden in dieser Analyse nicht berücksichtigt, da sie aufgrund der fehlenden Regelung keine Turbulenzumschaltungen erzeugten. Sie

durchflogen lediglich als jeweiliges Gegenstück das Turbulenzabfolgemuster einer zugewiesenen Experimental-Vp.

4.3.2 Subjektive Daten

Für die subjektiven Daten wurden ebenfalls Varianzanalysen mit Messwiederholungen mit dem Innersubjektfaktor Regelungsmodus (4-stufig für den Fragebogen zum Beanspruchungserleben und 3-stufig für die AZA- und Anstrengungsskala) und den Zwischensubjektfaktoren Bedingung (2-stufig: Experimental- vs. Yoked-Control-Bedingung), Geschlecht (2-stufig) und Reihenfolge der Darbietung (3-stufig) durchgeführt. Des Weiteren wurden für jeden Regelungsblock separat partielle Korrelationen zwischen den Fragebogen-Skalen berechnet, wobei der Faktor der Darbietungsreihenfolge als mögliche konfundierende Variable auspartialisiert wurde.

Da die Berücksichtigung des Zwischensubjektfaktors der Darbietungsreihenfolge nur der Kontrolle möglicher Sequenzeffekte in den varianzanalytischen Berechnungen diene, wurde er bei der Beschreibung der Ergebnisse nicht explizit hervorgehoben und somit statistisch nicht weitergehend (im Sinne einer post-hoc Testung) überprüft. Wie anhand der Erwartungen bzw. statistischen Hypothesen ersichtlich ist, war es nicht Gegenstand dieser Untersuchung, Reihenfolge-Effekte aufzudecken, da davon ausgegangen werden kann, dass die Regelungsmodi als solches unabhängig voneinander waren. Außerdem wurde durch die Anwendung eines Lateinischen Quadrats das Risiko von Sequenzeffekten reduziert.

4.4 Ergebnisse

Die nachfolgend mit „*“ gekennzeichneten psychophysiologischen Variablen wurden im jeweiligen Algorithmus zur Regelung der Aktiviertheit herangezogen. Alle angegebenen psychophysiologischen Werte beziehen sich auf **2-min-Segmente**. Für jeden Regelungsblock werden beispielhafte Yoked-Control-Paarlinge mit ihren physiologischen Reaktionen abgebildet (Abbildungen alle Paarlinge siehe Anhang S. A 23 bis A 46).

4.4.1 Regelung nach NS.SCRs

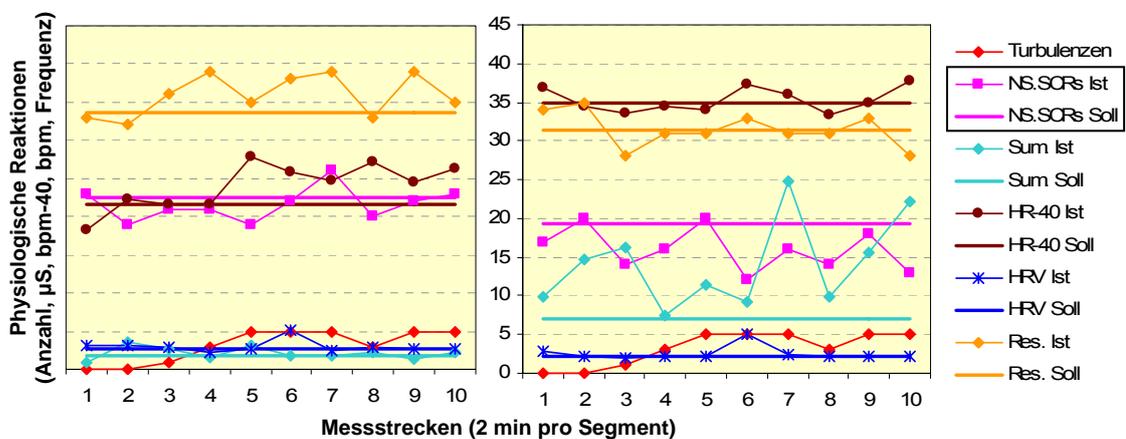


Abb. 4.3: Exemplarische Gegenüberstellung einer Experimental-Vp (Vp 117, links) und einer Yoked-Control-Vp (Vp 217, rechts) mit Darstellung der Ist- und Sollwerte aller physiologischen Kennwerte (alleinige Regelung nach NS.SCRs)
 Sum. = Summenamplitude (μS)
 HR-40 = Herzrate minus 40 (bpm-40) zur besseren Übersichtlichkeit
 HRV = Herzratenvariabilität (bpm)
 Res. = Atemfrequenz

4.4.1.1 Spontanfluktuationen (NS.SCRs)*

Tab. 4.3: Effekte der ANOVA mit Messwiederholungen

Effekte	df 1	df 2	F	p
Messstrecke	6.872	247.401	.553	.791
Bedingung	1	36	.002	.966
Geschlecht	1	36	.767	.387
Reihenfolge	2	36	.563	.574
Messstrecke x Bedingung	6.872	247.401	.347	.929
Messstrecke x Geschlecht	6.872	247.401	.654	.708
Messstrecke x Reihenfolge	13.745	247.401	.805	.661
Bedingung x Geschlecht	1	36	.183	.671
Bedingung x Reihenfolge	2	36	.126	.882
Geschlecht x Reihenfolge	2	36	.087	.917

alle $p > .05$ (n.s.)

Wie Tab. 4.3 zu entnehmen ist, lagen unter der Regelung mit NS.SCRs weder signifikante Haupt- noch Interaktionseffekte vor ($p > .05$). Die mittleren Abweichungen ergaben hinsichtlich der Experimental- vs. Yoked-Control-Bedingung keine signifikanten Unterschiede. Wie aus Abb. 4.4 hervorgeht, zeigten sich in beiden Bedingungsgruppen größere und kleinere Abweichungen vom Sollwert im Wechsel über den Verlauf der Messstrecken. Die Darstellung eines einzelnen Vpn-Paares (siehe Abb. 4.3) konnte jedoch zeigen, dass im Einzelfall eine Regelung allein anhand der NS.SCRs durchaus möglich war. Die geregelte Vp 117 wies gegenüber der Yoked-Control-Vp 217 geringere Soll-Ist-Abweichungen der NS.SCRs, verbunden mit geringeren Oszillationen, auf.

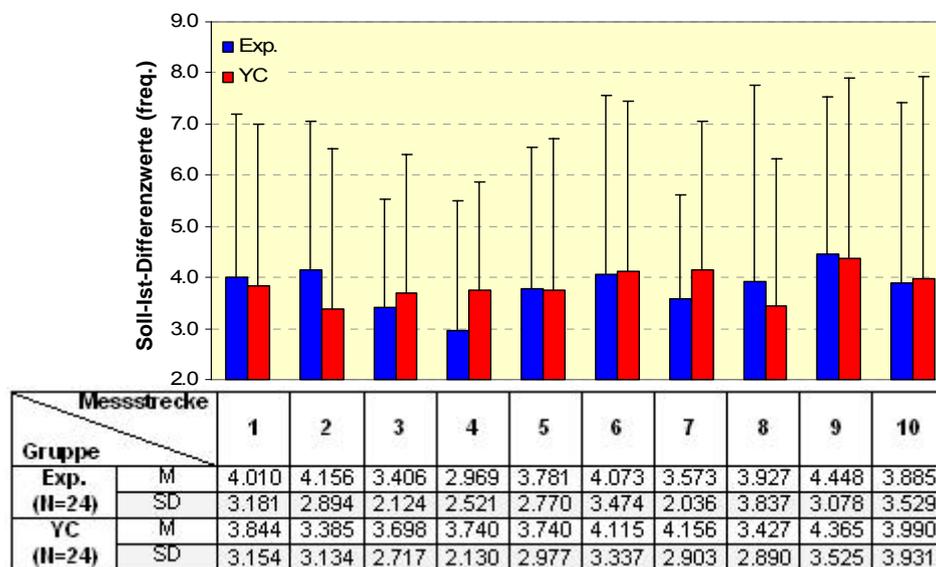


Abb. 4.4: Mittlere Soll-Ist-Differenzwerte der NS.SCRs (Anzahl) über die 10 Messstrecken à 2 min für Experimental(Exp.-) und Yoked-Control(YC)-Bedingung

4.4.1.2 Summenamplitude der NS.SCRs

Tab. 4.4: Effekte der ANOVA mit Messwiederholungen

Effekte	df 1	df 2	F	p
Messstrecke	4.217	151.809	.681	.614
Bedingung	1	36	1.542	.222
Geschlecht	1	36	2.245	.143
Reihenfolge	2	36	.614	.547
Messstrecke x Bedingung	4.217	151.809	.602	.671
Messstrecke x Geschlecht	4.217	151.809	.898	.471
Messstrecke x Reihenfolge	8.434	151.809	.815	.597
Bedingung x Geschlecht	1	36	.872	.356
Bedingung x Reihenfolge	2	36	.465	.632
Geschlecht x Reihenfolge	2	36	.568	.572

alle $p > .05$ (n.s.)

Die Regelung nach NS.SCRs hatte keine signifikanten Auswirkungen auf die Differenzwerte der Summenamplitude der NS.SCRs ($p > .05$; Tab. 4.4). Allerdings deutet Abb. 4.5 darauf hin, dass die Soll-Ist-Differenzwerte der Yoked-Control-Probanden größer waren als die der Experimental-Probanden. Bei Betrachtung der dazugehörigen Standardabweichungen sind teilweise hohe Streuungswerte in der Yoked-Control-Gruppe ersichtlich. Die Abweichungen der Experimentalgruppe hingegen waren geringer und zeigten auch eine geringere Streuung über den Verlauf der zehn Messstrecken. Die Einzelfall-Paarung aus Vp 117 und 217 in Abb. 4.3 stützte diese Beobachtung, in der Vp 217 deutliche Schwankungen in der Summenamplitude aufwies, wohingegen Vp 117 über alle zehn Messstrecken stabil im Bereich des Sollwerts blieb (obwohl dieser nicht im Regelalgorithmus enthalten war).

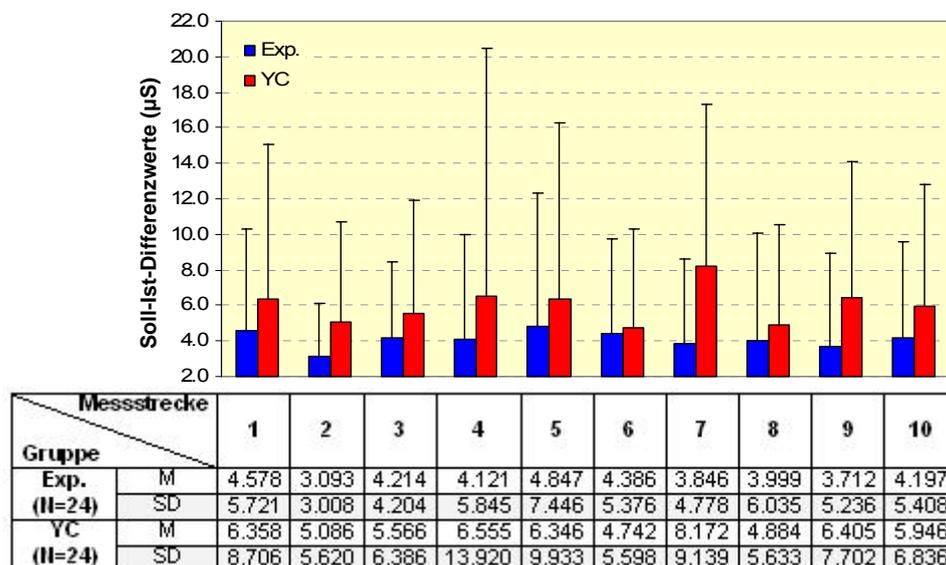


Abb. 4.5: Mittlere Soll-Ist-Differenzwerte der Summenamplitude der NS.SCRs (μS) über die 10 Messstrecken à 2 min für Experimental(Exp.)- und Yoked-Control(YC)-Bedingung

4.4.1.3 Herzrate

Tab. 4.5: Effekte der ANOVA mit Messwiederholungen

Effekte	df 1	df 2	F	p
Messstrecke	3.854	138.758	.455	.761
Bedingung	1	36	.166	.686
Geschlecht	1	36	.849	.363
Reihenfolge	2	36	4.170	.023
Messstrecke x Bedingung	3.854	138.758	1.456	.220
Messstrecke x Geschlecht	3.854	138.758	.699	.589
Messstrecke x Reihenfolge	7.709	138.758	.861	.548
Bedingung x Geschlecht	1	36	2.182	.148
Bedingung x Reihenfolge	2	36	.401	.672
Geschlecht x Reihenfolge	2	36	.647	.530

alle $p > .05$ (n.s.)

Mittelbare Auswirkungen der Regelung nach NS.SCRs auf die mittlere Herzrate konnten nicht aufgezeigt werden ($p > .05$; vgl. Tab. 4.5). Wie aus Abb. 4.6 hervorgeht, wiesen beide Gruppen über die Messstrecken hinweg vergleichbare Differenz-Mittelwerte auf. Bis auf die Messstrecke 3 waren die Streuungen der Mittelwerte für beide Gruppen nahezu homogen, was auch durch die Gegenüberstellung von Vp 117 und 217 in Abb. 4.3 gestützt wird.

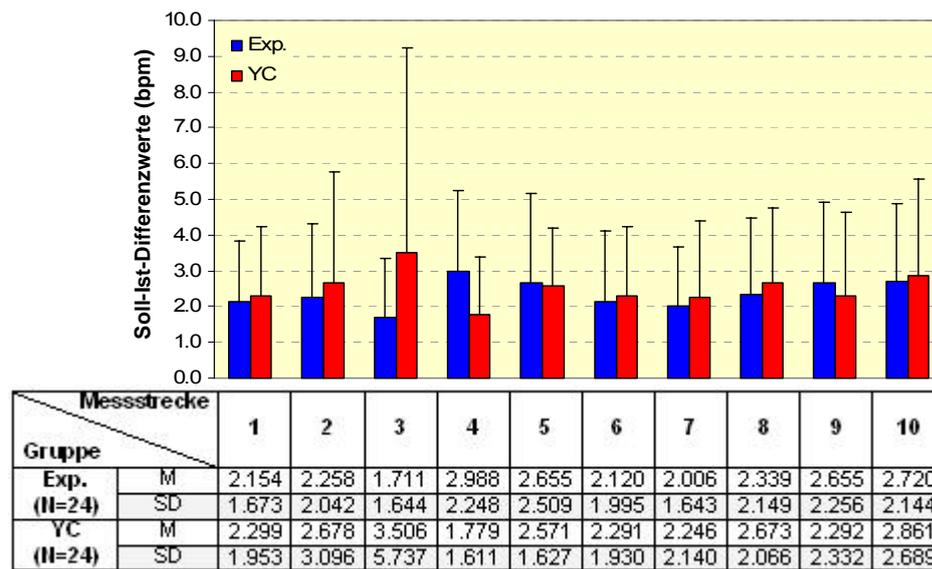


Abb. 4.6: Mittlere Soll-Ist-Differenzwerte der Herzrate (bpm) über die 10 Messstrecken à 2 min für Experimental(Exp.)- und Yoked-Control(YC)-Bedingung

4.4.1.4 Herzratenvariabilität

Tab. 4.6: Effekte der ANOVA mit Messwiederholungen

Effekte	df 1	df 2	F	p
Messstrecke	5.176	186.349	.652	.666
Bedingung	1	36	.016	.899
Geschlecht	1	36	2.296	.138
Reihenfolge	2	36	.397	.675
Messstrecke x Bedingung	5.176	186.349	1.695	.135
Messstrecke x Geschlecht	5.176	186.349	1.491	.193
Messstrecke x Reihenfolge	10.353	186.349	.775	.657
Bedingung x Geschlecht	1	36	.183	.671
Bedingung x Reihenfolge	2	36	.527	.595
Geschlecht x Reihenfolge	2	36	.027	.974

alle $p > .05$ (n.s.)

Auch bei den mittleren Differenzwerten der HRV ließen sich keine signifikanten Unterschiede feststellen ($p > .05$; vgl. Tab. 4.6). Bei den ersten beiden Messstrecken wiesen die Experimental-Vpn im Mittel sogar eine höhere Abweichung von ihrem jeweiligen individuellen Sollwert auf als die Yoked-Control-Probanden. In den

Messstrecken 6 und 7 war dies genau umgekehrt, wobei anzumerken ist, dass die Yoked-Control-Probanden auch hier eine höhere Streuung der mittleren Differenzwerte zeigten (Abb. 4.7). Die in Abb. 4.3 gegenübergestellten Vpn 117 und 217 wiesen einen nahezu identischen Verlauf der HRV-Werte über die zehn Messstrecken auf.

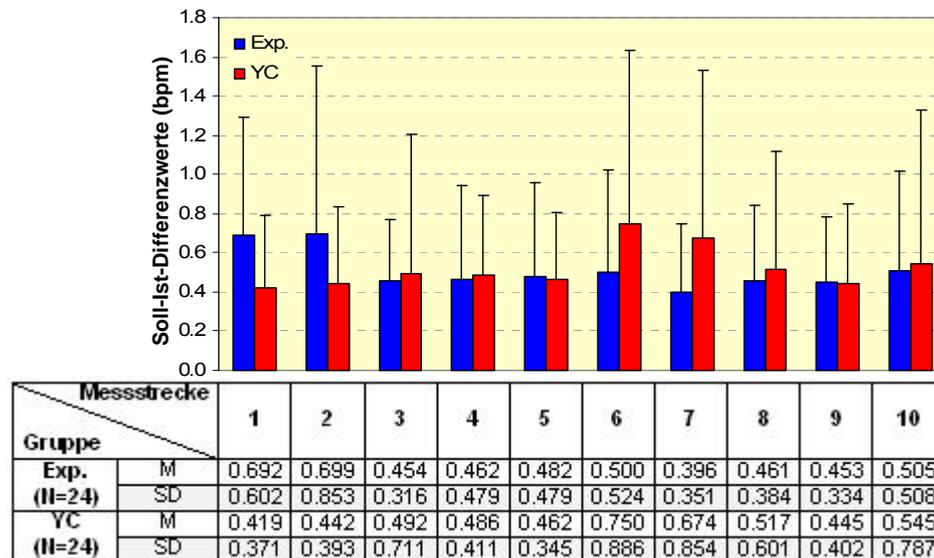


Abb. 4.7: Mittlere Soll-Ist-Differenzwerte der HRV (bpm) über die 10 Messstrecken à 2 min für Experimental(Exp.)- und Yoked-Control(YC)-Bedingung

4.4.1.5 Atmung

Tab. 4.7: Effekte der ANOVA mit Messwiederholungen

Effekte	df 1	df 2	F	p
Messstrecke	7.006	252.214	1.073	.381
Bedingung	1	36	3.096	.087
Geschlecht	1	36	.064	.801
Reihenfolge	2	36	1.568	.222
Messstrecke x Bedingung	7.006	252.214	1.343	.230
Messstrecke x Geschlecht	7.006	252.214	.853	.545
Messstrecke x Reihenfolge	14.012	252.214	2.115	.012
Bedingung x Geschlecht	1	36	.056	.814
Bedingung x Reihenfolge	2	36	2.005	.149
Geschlecht x Reihenfolge	2	36	.735	.487

alle $p > .05$ (n.s.)

Der Regelungsmodus nach NS.SCRs hatte auch bei der Atmung keine signifikanten Effekte zur Folge ($p > .05$; Tab. 4.7). Deskriptiv betrachtet konnten auf den ersten drei Messstrecken durchaus höhere Abweichungswerte bei der Yoked-Control-Gruppe beobachtet werden, was sich dann weitgehend nivellierte. In den Messstrecken 9 und 10 zeichnete sich dann noch einmal eine Tendenz eines Gruppenunterschiedes im Sinne

geringerer Soll-Ist-Differenzen in der Experimentalgruppe ab, was sich jedoch insgesamt als nicht signifikant herausstellte (Abb. 4.8).

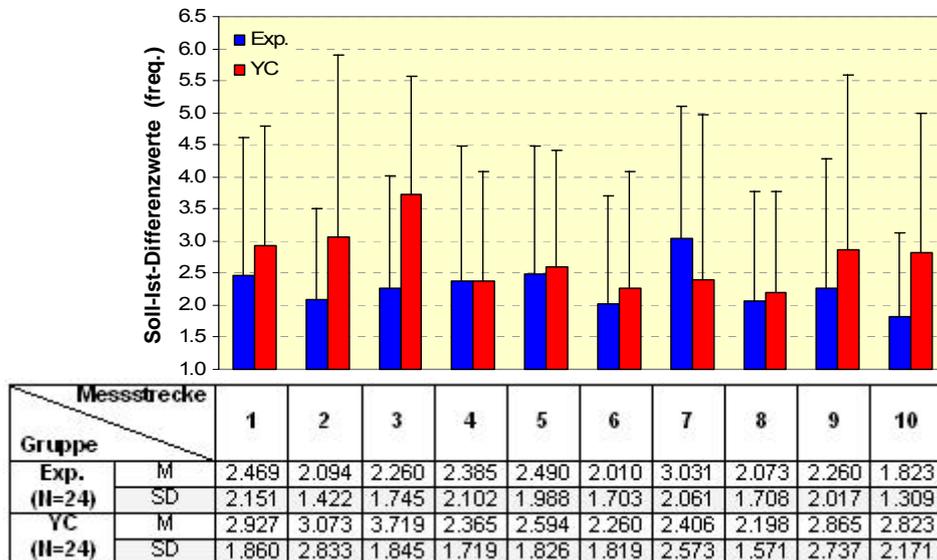


Abb. 4.8: Mittlere Soll-Ist-Differenzwerte der Atemfrequenz über die 10 Messstrecken à 2 min für Experimental(Exp.)- und Yoked-Control(YC)-Bedingung

4.4.2 Regelung nach NS.SCRs und Herzrate

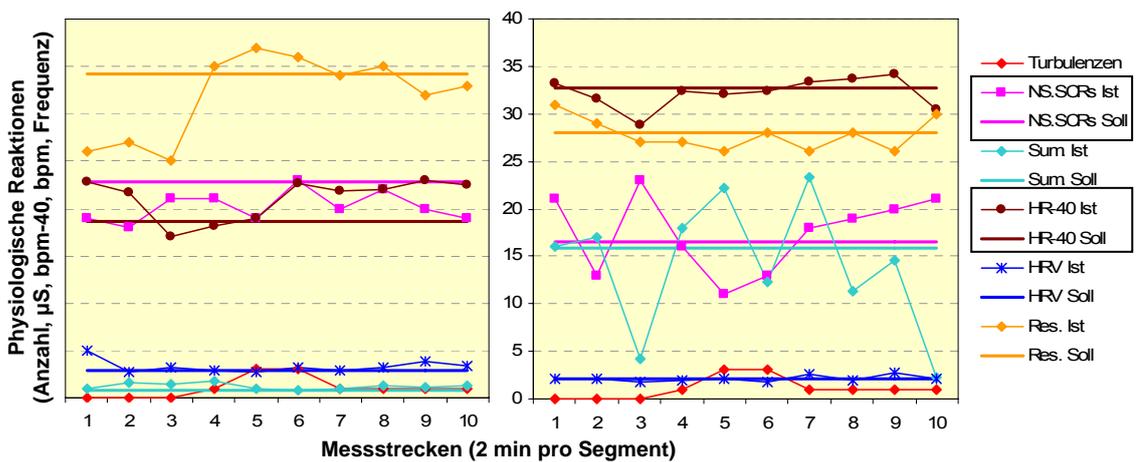


Abb. 4.9: Exemplarische Gegenüberstellung einer Experimental-Vp (Vp 117, links) und einer Yoked-Control-Vp (Vp 217, rechts) mit Darstellung der Ist- und Sollwerte aller physiologischen Kennwerte (Regelung nach NS.SCRs und Herzrate)
 Sum. = Summenamplitude (µS)
 HR-40 = Herzrate minus 40 (bpm-40) zur besseren Übersichtlichkeit
 HRV = Herzratenvariabilität (bpm)
 Res. = Atemfrequenz

4.4.2.1 Spontanfluktuationen (NS.SCRs)*

Tab. 4.8: Effekte der ANOVA mit Messwiederholungen

Effekte	df 1	df 2	F	p
Messstrecke	6.783	244.180	1.969	.062#
Bedingung	1	36	.080	.779
Geschlecht	1	36	.074	.787
Reihenfolge	2	36	.096	.908
Messstrecke x Bedingung	6.783	244.180	.586	.762
Messstrecke x Geschlecht	6.783	244.180	1.084	.374
Messstrecke x Reihenfolge	13.566	244.180	1.144	.321
Bedingung x Geschlecht	1	36	.887	.353
Bedingung x Reihenfolge	2	36	1.052	.360
Geschlecht x Reihenfolge	2	36	1.897	.165
Messstrecke x Bedingung x Geschlecht	6.783	244.180	2.028	.054#

p < .1 (tend.)

Es konnte ein tendenzieller Haupteffekt der Messstrecke festgestellt werden (Tab. 4.8). Wie Abb. 4.10 nahelegt, zeigten sich für die NS.SCRs in der Messstrecke 7 gegenüber den übrigen Messstrecken die geringsten Soll-Ist-Abweichungen sowohl in der Experimental- als auch Yoked-Control-Gruppe. Des Weiteren ergab sich eine tendenziell signifikante dreifache Interaktion von Messstrecke, Bedingung und Geschlecht (siehe Tab. 4.8 und Abb. 4.11). Auf deskriptiver Ebene könnte dies aus den Messstrecken 2, 3 und 4 im Vergleich der männlichen Experimental- mit der Yoked-Control-Gruppe abgeleitet werden, wobei die männlichen Yoked-Control-Probanden größere Abweichungen vom Sollwert aufwiesen als die männlichen Experimental-Vpn. Im Falle der weiblichen Probanden zeigte sich für diese Messstrecken ein genau umgekehrtes Bild, wobei sich für die Experimental-Vpn höhere Abweichungen im Vergleich zu den Yoked-Control-Vpn ergaben. Bei Betrachtung der in Abb. 4.9 gegenübergestellten exemplarischen Einzel-Vpn waren im Falle der NS.SCRs geringere Oszillationen der geregelten Vp 117 gegenüber der Yoked-Control-Vp 217 zu beobachten.

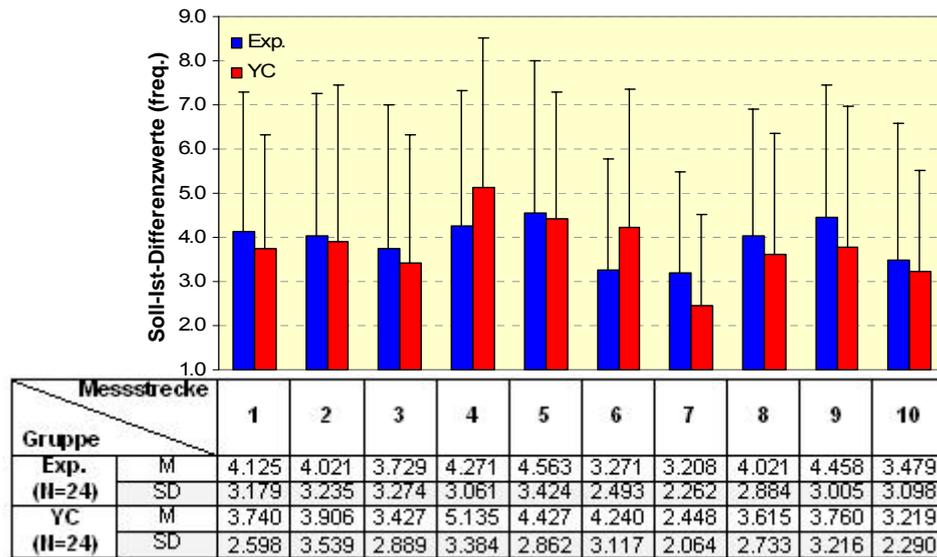


Abb. 4.10: Mittlere Soll-Ist-Differenzwerte der NS.SCRs (Anzahl) über die 10 Messstrecken à 2 min für Experimental(Exp.-) und Yoked-Control(YC-)Bedingung

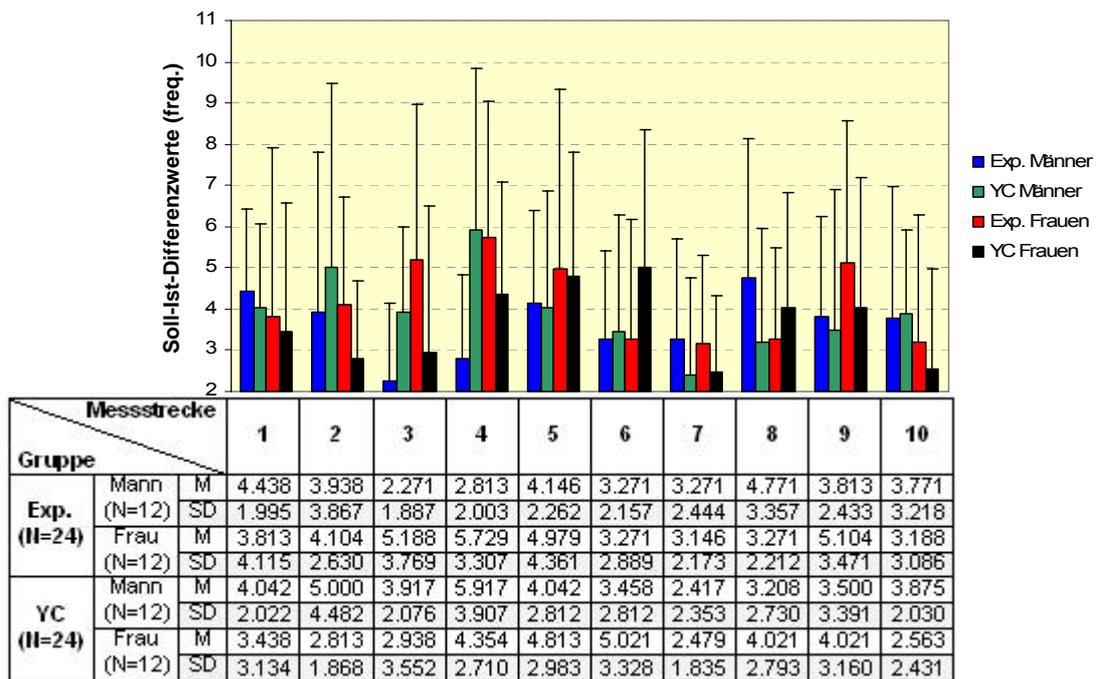


Abb. 4.11: Darstellung der tendenziellen Interaktion von Messstrecke x Bedingung x Geschlecht für die mittleren Soll-Ist-Differenzwerte der NS.SCRs (Anzahl)

4.4.2.2 *Herzrate**

Tab. 4.9: Effekte der ANOVA mit Messwiederholungen

Effekte	df 1	df 2	F	p
Messstrecke	5.402	194.455	.731	.611
Bedingung	1	36	.844	.364
Geschlecht	1	36	.222	.640
Reihenfolge	2	36	.072	.931
Messstrecke x Bedingung	5.402	194.455	.737	.606
Messstrecke x Geschlecht	5.402	194.455	.609	.706
Messstrecke x Reihenfolge	10.803	194.455	1.503	.134
Bedingung x Geschlecht	1	36	2.105	.155
Bedingung x Reihenfolge	2	36	2.667	.083
Geschlecht x Reihenfolge	2	36	.570	.570

alle $p > .05$ (n.s.)

Die ebenfalls als Regemaß eingehende Soll-Ist-Abweichung der Herzrate konnte keine signifikanten Unterschiede zwischen den Probandengruppen aufzeigen ($p > .05$; Tab. 4.9), wie es auch die exemplarische Gegenüberstellung der Vp 117 und 217 in Abb. 4.9 verdeutlicht. Anhand von Abb. 4.12 wird jedoch ersichtlich, dass die Yoked-Control-Gruppe ab der 6. Messstrecke in stärkerem Maße vom individuellen Sollwert abwich, wohingegen die Experimental-Gruppe sehr nahe am Sollwert blieb. Auffällig sind erneut die teilweise höheren Streuungswerte in der Yoked-Control-Gruppe.

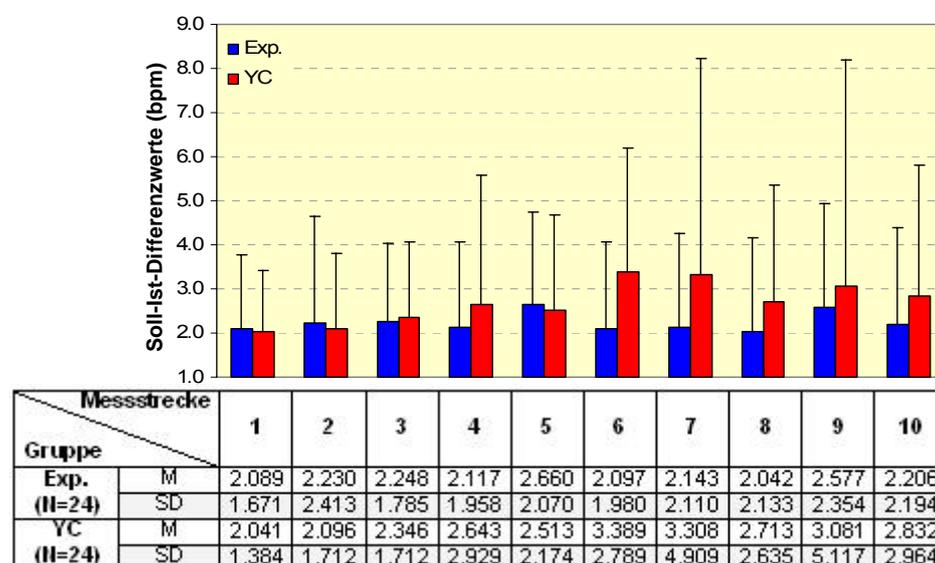


Abb. 4.12: Mittlere Soll-Ist-Differenzwerte der Herzrate (bpm) über die 10 Messstrecken à 2 min für Experimental(Exp.)- und Yoked-Control(YC)-Bedingung

4.4.2.3 Summenamplitude der NS.SCRs

Tab. 4.10: Effekte der ANOVA mit Messwiederholungen

Effekte	df 1	df 2	F	p
Messstrecke	5.201	187.246	1.004	.418
Bedingung	1	36	3.825	.058#
Geschlecht	1	36	1.846	.183
Reihenfolge	2	36	1.190	.316
Messstrecke x Bedingung	5.201	187.246	.733	.605
Messstrecke x Geschlecht	5.201	187.246	1.049	.391
Messstrecke x Reihenfolge	10.403	187.246	1.496	.140
Bedingung x Geschlecht	1	36	.013	.908
Bedingung x Reihenfolge	2	36	.333	.719
Geschlecht x Reihenfolge	2	36	.244	.785

$p < .1$ (tend.)

Die kombinierte Regelung nach NS.SCRs und Herzrate erbrachte auch einen mittelbaren Einfluss auf die Summenamplituden-Differenzwerte, was sich zumindest in einem tendenziell signifikanten Haupteffekt der Bedingung zeigte (Tab. 4.10). Über alle zehn Messstrecken betrachtet, wichen die Yoked-Control-Probanden stärker vom Sollwert ab als die Experimental-Vpn, wobei allerdings eine größere Streuung der Mittelwerte in der Yoked-Control-Gruppe auffiel (siehe Abb. 4.13). Auch Abb. 4.9 verdeutlicht die erheblichen Schwankungen der Summenamplitudenwerte um den Sollwert im Falle der als Beispiel angeführten Yoked-Control-Vp 217 im Vergleich zur geregelten Vp 117.

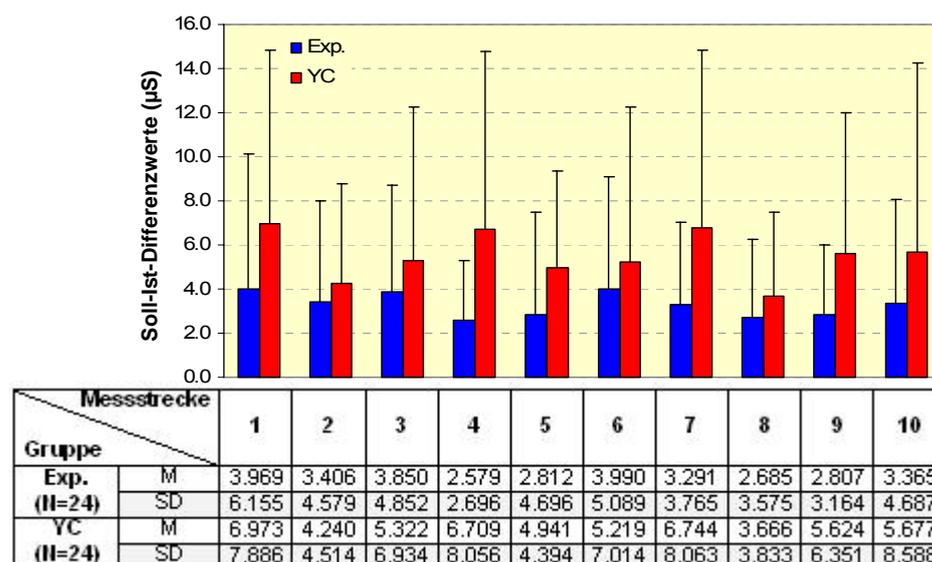


Abb. 4.13: Mittlere Soll-Ist-Differenzwerte der Summenamplitude der NS.SCRs (μS) über die 10 Messstrecken à 2 min für Experimental(Exp.)- und Yoked-Control(YC)-Bedingung

4.4.2.4 *Herzratenvariabilität*

Tab. 4.11: Effekte der ANOVA mit Messwiederholungen

Effekte	df 1	df 2	F	p
Messstrecke	5.617	202.206	.666	.667
Bedingung	1	36	.060	.807
Geschlecht	1	36	.051	.823
Reihenfolge	2	36	.548	.583
Messstrecke x Bedingung	5.617	202.206	1.721	.123
Messstrecke x Geschlecht	5.617	202.206	.555	.755
Messstrecke x Reihenfolge	11.234	202.206	1.067	.390
Bedingung x Geschlecht	1	36	.392	.535
Bedingung x Reihenfolge	2	36	.447	.643
Geschlecht x Reihenfolge	2	36	.178	.838

alle $p > .05$ (n.s.)

Für die Differenzwerte der HRV konnten keinerlei signifikante Haupt- oder Interaktionseffekte nachgewiesen werden ($p > .05$; Tab. 4.11). Wie aus Abb. 4.14 hervorgeht, unterschieden sich die Gruppen in ihren Soll-Ist-Abweichungen kaum voneinander, was auch in der exemplarischen Gegenüberstellung der Vpn 117 und 217 zu sehen war (Abb. 4.9). Lediglich in Messstrecke 7 zeigte sich eine höhere Abweichung der HRV in der Yoked-Control-Gruppe, wobei die Streuung des Mittelwertes höher war als in der Experimentalgruppe (Abb. 4.14).

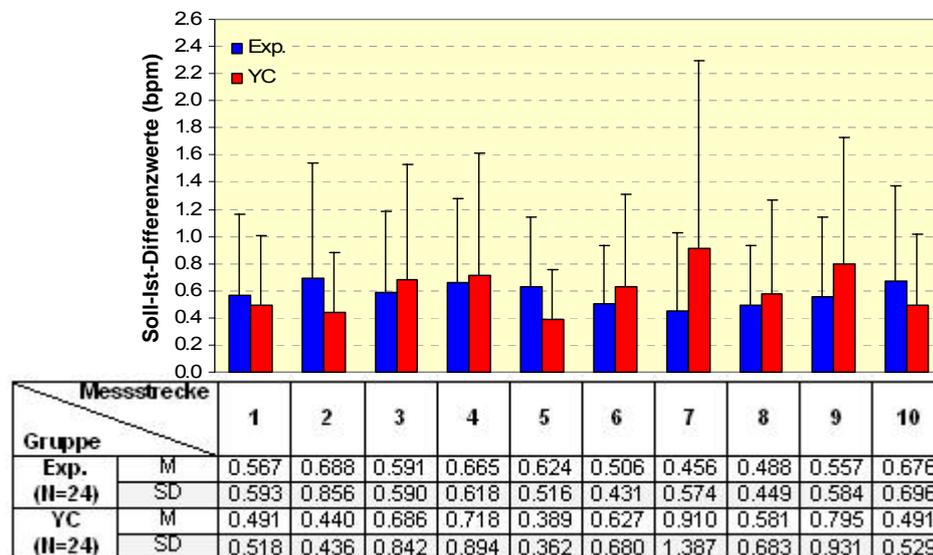


Abb. 4.14: Mittlere Soll-Ist-Differenzwerte der HRV (bpm) über die 10 Messstrecken à 2 min für Experimental(Exp.)- und Yoked-Control(YC)-Bedingung

4.4.2.5 Atmung

Tab. 4.12: Effekte der ANOVA mit Messwiederholungen

Effekte	df 1	df 2	F	p
Messstrecke	5.439	195.813	2.113	.060#
Bedingung	1	36	.003	.953
Geschlecht	1	36	.051	.822
Reihenfolge	2	36	1.667	.203
Messstrecke x Bedingung	5.439	195.813	1.496	.188
Messstrecke x Geschlecht	5.439	195.813	.786	.570
Messstrecke x Reihenfolge	10.878	195.813	1.069	.388
Bedingung x Geschlecht	1	36	.407	.528
Bedingung x Reihenfolge	2	36	.794	.460
Geschlecht x Reihenfolge	2	36	.465	.632

p < .1 (tend.)

Der Regelungsmodus „NS.SCRs + Herzrate“ hatte keine signifikanten Auswirkungen auf die Differenzwerte der Atmung ($p > .05$; Tab. 4.12). Wie aus Abb. 4.15 hervorgeht, unterschieden sich die beiden Gruppen bis Messstrecke 4 kaum voneinander. In den Messstrecken 5 und 6 wiesen die Experimental-Probanden sogar höhere Abweichungswerte auf als die Yoked-Control-Vpn, was sich in Messstrecke 7 wieder umkehrte. In den verbleibenden Messstrecken 8 bis 10 glichen sich die Abweichungswerte beider Gruppen wieder an. Ein ähnlicher Verlauf war auch in Abb. 4.9 beim Vergleich der Vpn 117 und 217 zu erkennen. Der tendenzielle Haupteffekt der Messstrecke hatte für die vorliegenden Fragestellungen keinen Aussagewert.

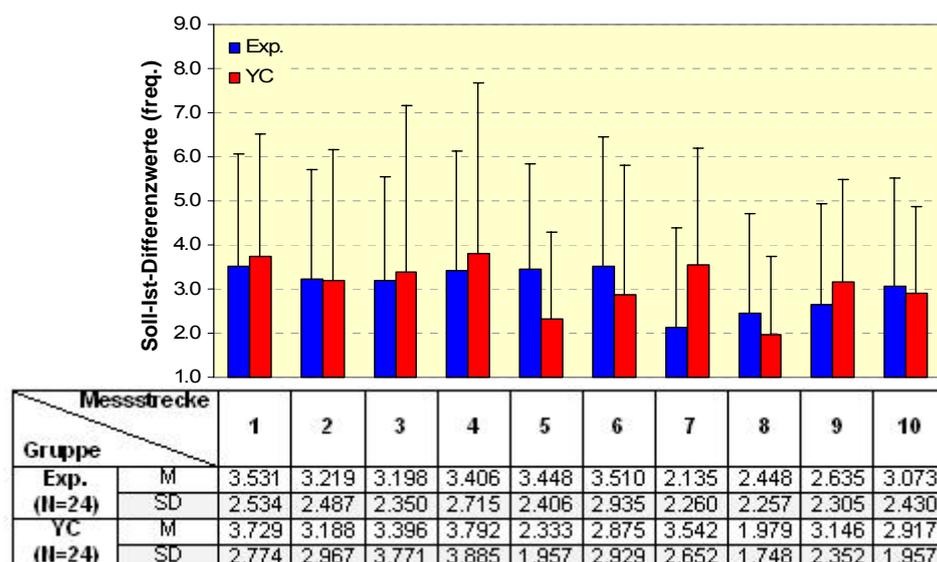


Abb. 4.15: Mittlere Soll-Ist-Differenzwerte der Atemfrequenz über die 10 Messstrecken à 2 min für Experimental(Exp.)- und Yoked-Control(YC)-Bedingung

4.4.3 Regelung nach NS.SCRs und Herzratenvariabilität

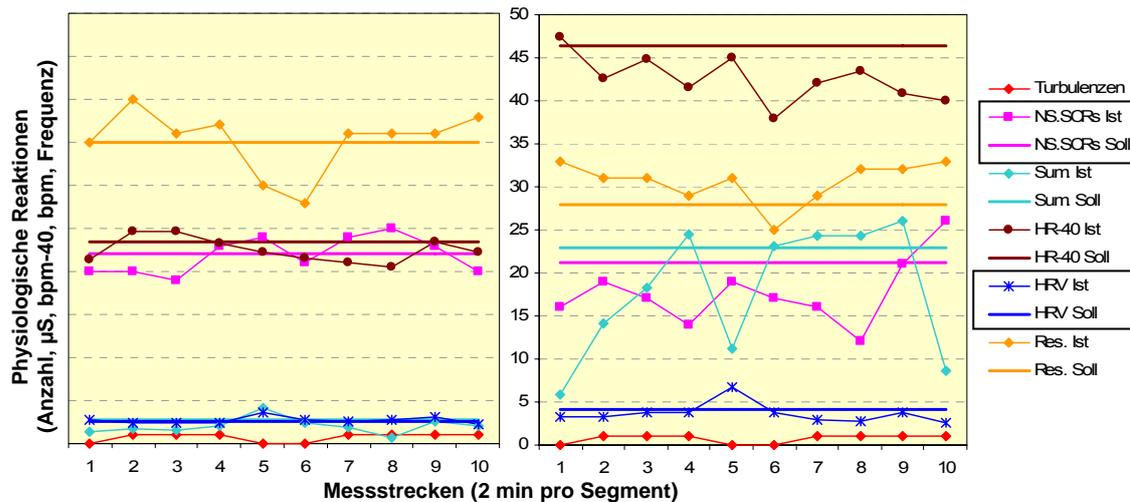


Abb. 4.16: Exemplarische Gegenüberstellung einer Experimental-Vp (Vp 117, links) und einer Yoked-Control-Vp (Vp 217, rechts) mit Darstellung der Ist- und Sollwerte aller physiologischen Kennwerte (Regelung nach NS.SCRs und HRV)
 Sum. = Summenamplitude (µS)
 HR-40 = Herzrate minus 40 (bpm-40) zur besseren Übersichtlichkeit
 HRV = Herzratenvariabilität (bpm)
 Res. = Atemfrequenz

4.4.3.1 Spontanfluktuationen (NS.SCRs)*

Tab. 4.13: Effekte der ANOVA mit Messwiederholungen

Effekte	df 1	df 2	F	p
Messstrecke	6.465	232.722	1.536	.162
Bedingung	1	36	2.508	.122
Geschlecht	1	36	1.583	.216
Reihenfolge	2	36	1.535	.229
Messstrecke x Bedingung	6.465	232.722	2.650	.014*
Messstrecke x Geschlecht	6.465	232.722	1.022	.414
Messstrecke x Reihenfolge	12.929	232.722	1.035	.418
Bedingung x Geschlecht	1	36	.022	.882
Bedingung x Reihenfolge	2	36	3.472	.042
Geschlecht x Reihenfolge	2	36	2.297	.115

* p<.05

Im Vergleich zu den anderen beiden Regelungsmodi ergab sich für die Soll-Ist-Differenzen der NS.SCRs eine signifikante Interaktion von Bedingung und Messstrecke (Tab. 4.13). Post-hoc-Vergleiche erbrachten speziell für die letzte Messstrecke die größte Abweichung der Yoked-Control-Gruppe vom individuellen Sollwert im Vergleich zur Experimentalgruppe ($t(32.817)=3.672, p=.001$; Tab. 4.14):

Tab. 4.14: Post-hoc-Vergleiche für die Interaktion von Bedingung (Experimental- vs. Yoked-Control-Bedingung) und Messstrecke (N = 48)

Messstrecke	t		df	p
	Exp. vs. YC			
1	1.356		46.000	.182
2	-.278		46.000	.782
3	-2.028		46.000	.048
4	.395		46.000	.695
5	-.651		45.998	.518
6	-.207		46.000	.837
7	-1.787		46.000	.080
8	-1.093		46.000	.280
9	-1.062		46.000	.294
10	-3.672		32.817	.001**

**p≤.001 (adjust.)

Wie Abb. 4.17 zeigt, konnten sich die Experimental-Vpn nach der 6. Messstrecke auf einen geringen Soll-Ist-Differenzwert stabilisieren, wohingegen dies den Yoked-Control-Vpn nicht gelang, da sie zunehmend vom Sollwert abdrifteten. Die exemplarische Gegenüberstellung der Vpn 117 und 217 in Abb. 4.16 stützte diesen Befund ebenfalls. Hierbei bewegte sich Vp 117 sehr nahe am individuellen Sollwert der NS.SCRs, wohingegen Vp 217 erhebliche Oszillationen aufwies, die keine Stabilisierung erkennen ließen, da hier keine Regelung erfolgte.

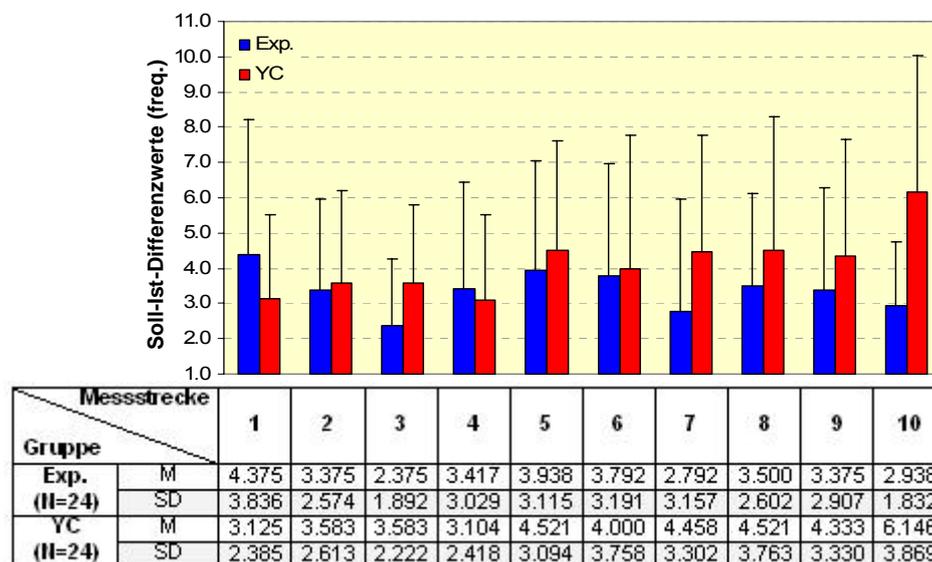


Abb. 4.17: Mittlere Soll-Ist-Differenzwerte der NS.SCRs (Anzahl) über die 10 Messstrecken à 2 min für Experimental(Exp.)- und Yoked-Control(YC)-Bedingung

4.4.3.2 Herzratenvariabilität*

Tab. 4.15: Effekte der ANOVA mit Messwiederholungen

Effekte	df 1	df 2	F	p
Messstrecke	6.575	236.697	1.879	.078
Bedingung	1	36	.037	.849
Geschlecht	1	36	.657	.423
Reihenfolge	2	36	1.503	.236
Messstrecke x Bedingung	6.575	236.697	.442	.865
Messstrecke x Geschlecht	6.575	236.697	1.312	.248
Messstrecke x Reihenfolge	13.150	236.697	1.033	.421
Bedingung x Geschlecht	1	36	.033	.858
Bedingung x Reihenfolge	2	36	.226	.799
Geschlecht x Reihenfolge	2	36	.200	.820

alle $p > .05$ (n.s.)

Die Einbindung der HRV in den Regelalgorithmus hatte auf die HRV-Soll-Ist-Differenzwerte selbst keine signifikanten Auswirkungen ($p > .05$, Tab. 4.15). Wie aus Abb. 4.18 hervorgeht, unterschieden sich die Abweichungswerte der beiden untersuchten Gruppen über den Verlauf der Messstrecken kaum voneinander. In Abb. 4.16 ist anhand der Einzelfälle Vpn 117 vs. 217 jedoch erkennbar, dass die HRV der Yoked-Control-Vp 217 größeren Schwankungen um den Sollwert unterworfen war als bei Vp 117, die geregelt wurde, was sich im Gruppenvergleich aller Vpn allerdings nicht durchsetzen konnte. Ein Vergleich mit den beiden anderen Regelungsmodi legt nahe, dass die HRV in Kombination mit den NS.SCRs zumindest einen mittelbaren Einfluss auf das Verhalten der NS.SCRs im Regelverlauf gehabt haben muss, da die NS.SCRs hier in geringerem Maße vom Sollwert abwichen im Vergleich zur alleinigen Regelung nach NS.SCRs.

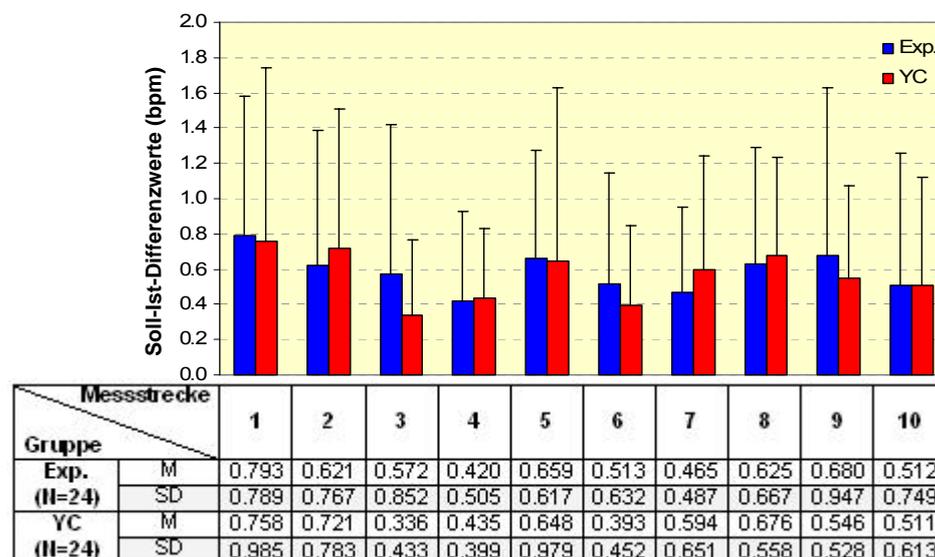


Abb. 4.18: Mittlere Soll-Ist-Differenzwerte der HRV (bpm) über die 10 Messstrecken à 2 min für Experimental(Exp.)- und Yoked-Control(YC)-Bedingung

4.4.3.3 Summenamplitude

Tab. 4.16: Effekte der ANOVA mit Messwiederholungen

Effekte	df 1	df 2	F	p
Messstrecke	5.284	190.233	1.983	.079
Bedingung	1	36	2.192	.147
Geschlecht	1	36	1.028	.317
Reihenfolge	2	36	3.880	.030
Messstrecke x Bedingung	5.284	190.233	.999	.422
Messstrecke x Geschlecht	5.284	190.233	.856	.517
Messstrecke x Reihenfolge	10.569	190.233	1.692	.081
Bedingung x Geschlecht	1	36	.027	.872
Bedingung x Reihenfolge	2	36	.690	.508
Geschlecht x Reihenfolge	2	36	1.618	.212

alle $p > .05$ (n.s.)

Der Verlauf der Summenamplituden-Differenzwerte über die zehn Messstrecken wurde vom Regelungsmodus nicht signifikant beeinflusst ($p > .05$; Tab. 4.16). Wie Abb. 4.19 zu entnehmen ist, waren die Unterschiede zwischen den Bedingungen in den ersten sechs Messstrecken größer mit einer Angleichung der Differenzwerte hin zur letzten Messstrecke. Im Wesentlichen zeigte sich jedoch ein Muster, bei dem die Yoked-Control-Probanden über alle Messstrecken stets größere Abweichungen vom Sollwert aufwiesen als die Experimental-Vpn, so auch im Einzelpaar-Vergleich der Vpn 117 und 217 in Abb. 4.16.

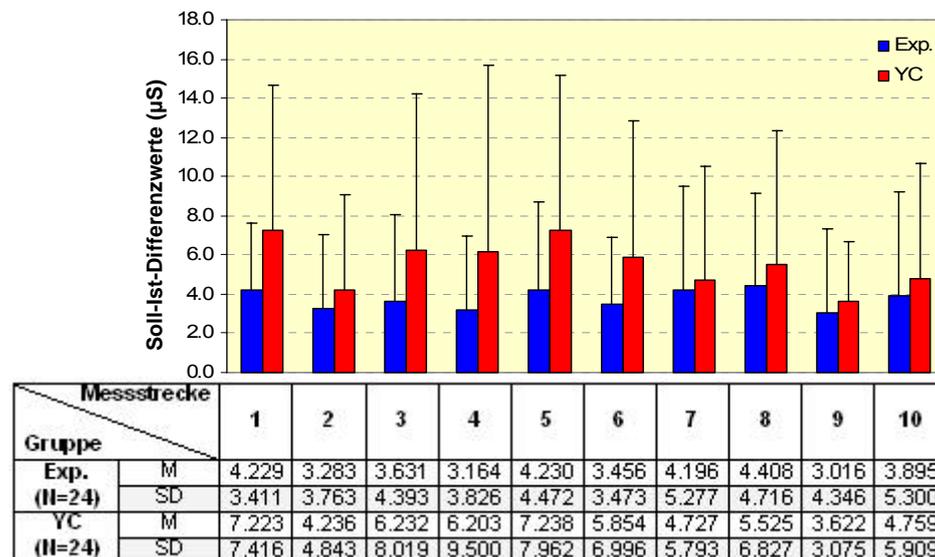


Abb. 4.19: Mittlere Soll-Ist-Differenzwerte der Summenamplitude der NS.SCRs (μS) über die 10 Messstrecken à 2 min für Experimental(Exp.)- und Yoked-Control(YC)-Bedingung

4.4.3.4 *Herzrate*

Tab. 4.17: Effekte der ANOVA mit Messwiederholungen

Effekte	df 1	df 2	F	p
Messstrecke	5.124	184.455	1.251	.287
Bedingung	1	36	4.842	.034*
Geschlecht	1	36	1.898	.177
Reihenfolge	2	36	1.102	.343
Messstrecke x Bedingung	5.124	184.455	.611	.695
Messstrecke x Geschlecht	5.124	184.455	.834	.529
Messstrecke x Reihenfolge	10.248	184.455	1.388	.187
Bedingung x Geschlecht	1	36	5.876	.021*
Bedingung x Reihenfolge	2	36	.040	.961
Geschlecht x Reihenfolge	2	36	4.478	.018

* p<.05

Für die Herzraten-Differenzwerte zeigte sich ein signifikanter Haupteffekt der Bedingung sowie eine signifikante Interaktion von Bedingung und Geschlecht (Tab. 4.17). Insgesamt betrachtet wichen auch hier die Yoked-Control-Vpn in stärkerem Maße vom Sollwert ab als die Experimental-Probanden (Abb. 4.20), was vor allem für die männlichen Yoked-Control-Vpn zutrif (siehe Abb. 4.21). Mit Fortschreiten der Messstrecken drifteten diese immer mehr vom individuellen Sollwert ab, was auch in Abb. 4.16 bei Vp 217, einem männlichen Probanden, zu sehen ist. Zusätzlich waren ihre Abweichungswerte tendenziell höher als in der weiblichen Yoked-Control-Gruppe. Die vorliegende Interaktion von Bedingung und Geschlecht konnte durch einen post hoc durchgeführten Tukey-Test gestützt werden (siehe Tab. 4.18).

Tab. 4.18: Post-hoc Tukey-Test für die Interaktion Bedingung x Geschlecht (Wahrscheinlichkeiten; Fehler: mittleres Quadrat zwischen = 11.999, df = 36; N=48)

Bedingung x Geschlecht	Mann Exp	Mann YC	Frau Exp	Frau YC
Mann Exp.		.012*	.880	.937
Mann YC	.012*		.072	.051#
Frau Exp.	.880	.072		.999
Frau YC	.937	.051#	.999	

* p<.05

p<.1 (tend.)

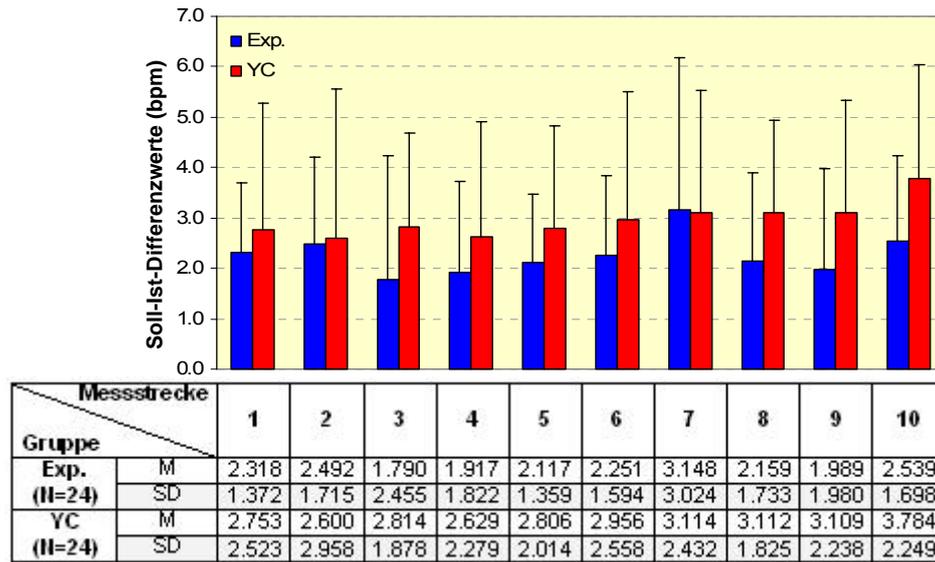


Abb. 4.20: Mittlere Soll-Ist-Differenzwerte der Herzrate (bpm) über die 10 Messstrecken à 2 min für Experimental(Exp.)- und Yoked-Control(YC)-Bedingung

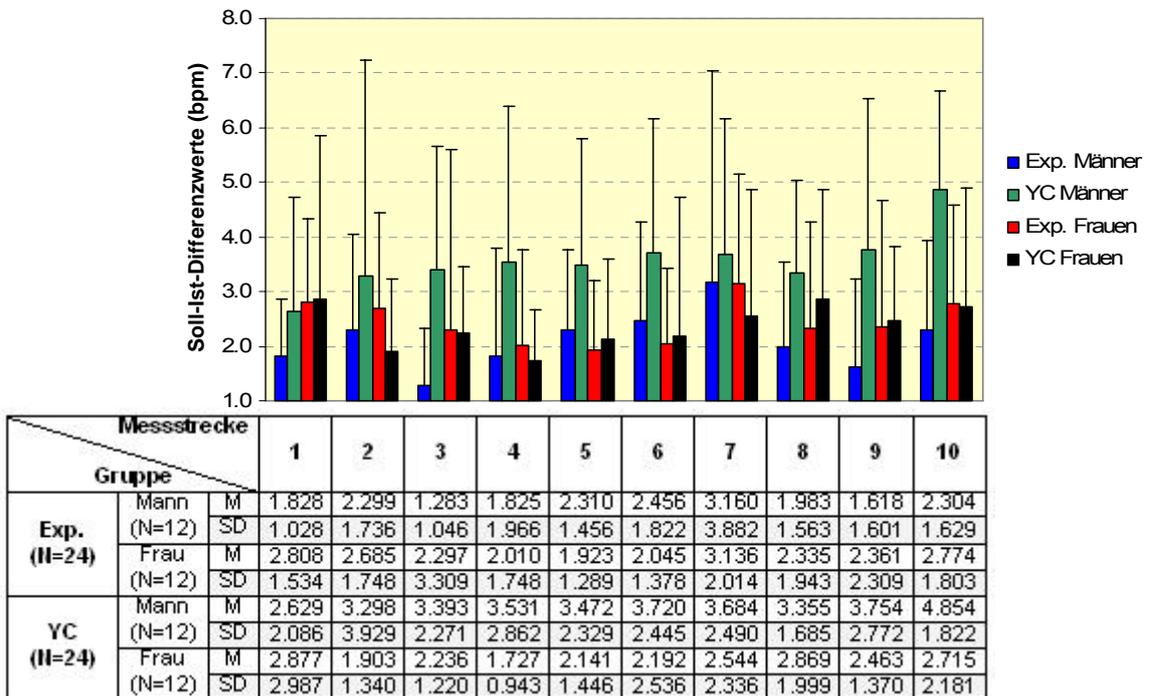


Abb. 4.21: Darstellung der Interaktion von Bedingung und Geschlecht für die mittlere Herzrate (bpm) über die 10 Messstrecken à 2 min

4.4.3.5 Atmung

Tab. 4.19: Effekte der ANOVA mit Messwiederholungen

Effekte	df 1	df 2	F	p
Messstrecke	6.595	237.433	.603	.743
Bedingung	1	36	.802	.377
Geschlecht	1	36	.000	.989
Reihenfolge	2	36	.880	.423
Messstrecke x Bedingung	6.595	237.433	.720	.647
Messstrecke x Geschlecht	6.595	237.433	1.401	.209
Messstrecke x Reihenfolge	13.191	237.433	1.463	.131
Bedingung x Geschlecht	1	36	.001	.973
Bedingung x Reihenfolge	2	36	.166	.847
Geschlecht x Reihenfolge	2	36	1.299	.285

alle $p > .05$ (n.s.)

Für die Soll-Ist-Abweichungswerte der Atmung ließen sich keine signifikanten Haupt- bzw. Interaktionseffekte aufzeigen ($p > .05$, Tab. 4.19). Bei Betrachtung der Mittelwerte war jedoch auch hier zumindest eine gewisse Tendenz erkennbar, die darauf schließen lässt, dass Experimental-Vpn sich näher am individuellen Sollwert bewegten als die Yoked-Control-Gruppe, vor allem in den Messstrecken 7 bis 10 (Abb. 4.22). Wie die Einzelfall-Betrachtung in Abb. 4.16 zeigt, konnte sich Vp 117 nach größeren Schwankungen in den ersten fünf Messstrecken im Vergleich zu Vp 217 nach der 6. Messstrecke zunehmend entlang des Sollwertes stabilisieren.

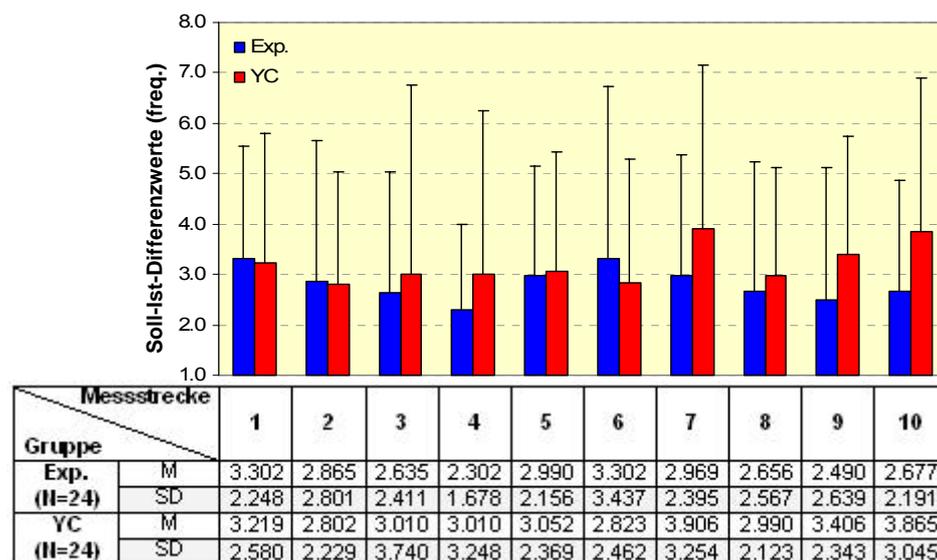


Abb. 4.22: Mittlere Soll-Ist-Differenzwerte der Atemfrequenz über die 10 Messstrecken à 2 min für Experimental(Exp.)- und Yoked-Control(YC)-Bedingung

4.4.4 Vergleich der physiologischen Maße über alle drei Regelungsmodi

Aufgrund mehrfacher Hinweise sowohl in den vorangegangenen varianzanalytischen Auswertungen (Interaktion von Messstrecke und Bedingung) als auch in den deskriptiven Statistiken konnte angenommen werden, dass sich ab der zweiten Hälfte der Messungen (Messstrecken 6 bis 10) die deutlichsten Unterschiede hinsichtlich der Soll-Ist-Abweichungen zwischen den Gruppen abzeichneten. Um eine Bewertung der Regelgüte vornehmen zu können, wurde eine weitere ANOVA mit Messwiederholungen durchgeführt, die nur diese letzten fünf Messstrecken einschloss und zusätzlich den Faktor „Regelungsmodus“ als Innersubjektfaktor berücksichtigte. Dies ermöglichte einen unmittelbaren Vergleich der Regelungsmodi hinsichtlich ihrer Regelgüte.

4.4.4.1 Spontanfluktuationen (NS.SCRs)*

Tab. 4.20: Effekte der ANOVA mit Messwiederholungen

Effekte	df 1	df 2	F	p
Modus	1.854	66.749	1.021	.361
Bedingung	1	36	.993	.326
Geschlecht	1	36	1.546	.222
Reihe	2	36	.265	.769
Modus x Bedingung	1.854	66.749	3.406	.042*
Modus x Geschlecht	1.854	66.749	.609	.535
Modus x Reihe	3.708	66.749	1.426	.237
Bedingung x Geschlecht	1	36	.058	.810
Bedingung x Reihe	2	36	1.238	.302
Geschlecht x Reihe	2	36	1.581	.220
Messstrecke	3.572	128.584	1.089	.362
Messstrecke x Bedingung	3.572	128.584	.677	.593
Messstrecke x Geschlecht	3.572	128.584	.324	.841
Messstrecke x Reihe	7.144	128.584	.680	.691
Modus x Messstrecke	6.315	227.347	.867	.524

*p<.05

Für die Soll-Ist-Differenzen der NS.SCRs zeigte sich eine signifikante Interaktion von Regelungsmodus und Bedingung (Tab. 4.20). Wie aus Abb. 4.23 ersichtlich ist, wies die Experimentalgruppe insgesamt die geringste Soll-Ist-Differenz im Regelungsmodus „NS.SCRs + HRV“ auf. Gleichzeitig konnte in der Yoked-Control-Gruppe die höchste Abweichung beobachtet werden. Post-hoc-Mittelwertsvergleiche ergaben, dass die Yoked-Control-Probanden im Regelungsmodus „NS.SCRs + HRV“ eine signifikant höhere Abweichung aufwiesen als die Experimentalgruppe ($t(42.151)=2.198$, $p=.033$; siehe Tab. 4.21).

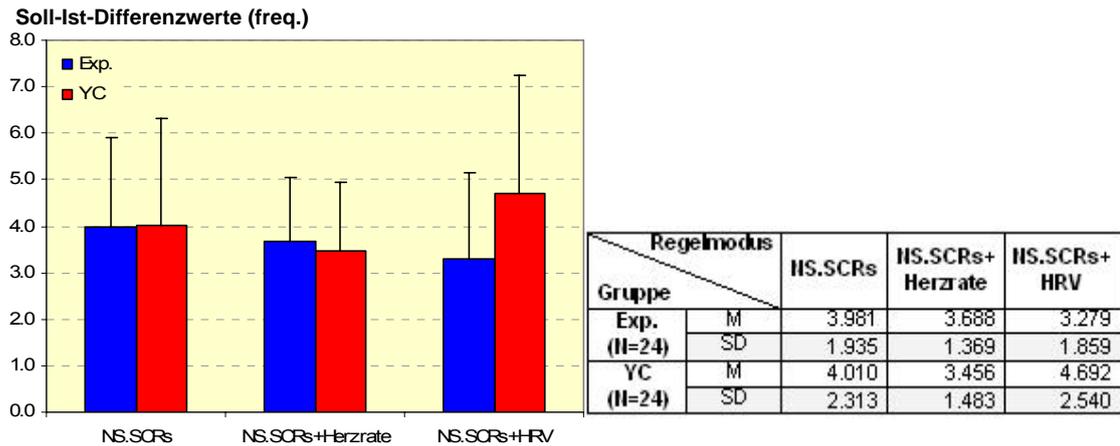


Abb. 4.23: Mittlere Soll-Ist-Differenzwerte der NS.SCRs (Anzahl) für die einzelnen Regelungsmodi im Bedingungsvergleich

Tab. 4.21: Post-hoc t-Test für die Interaktion Regelungsmodus x Bedingung (N=48)

Regelungsmodus x Bedingung	t	df	p
NS.SCRs (Exp vs. YC)	-.047	46.000	.962
NS.SCRs + HR (Exp vs. YC)	.561	46.000	.577
NS.SCRs + HRV (Exp vs. YC)	-2.198	42.151	.033#

$p \leq .033$ (adjust.), tend.

4.4.4.2 Herzrate*

Tab. 4.22: Effekte der ANOVA mit Messwiederholungen

Effekte	df 1	df 2	F	p
Modus	1.841	66.286	.714	.483
Bedingung	1	36	2.409	.129
Geschlecht	1	36	.498	.485
Reihe	2	36	1.279	.291
Modus x Bedingung	1.841	66.286	.787	.450
Modus x Geschlecht	1.841	66.286	.267	.749
Modus x Reihe	3.683	66.286	1.080	.371
Modus x Bedingung x Geschlecht	1.841	66.286	4.971	.012*
Messstrecke	3.074	110.656	.602	.619
Messstrecke x Bedingung	3.074	110.656	.168	.921
Messstrecke x Geschlecht	3.074	110.656	.682	.568
Messstrecke x Reihe	6.148	110.656	.583	.747
Bedingung x Geschlecht	1	36	.002	.966
Bedingung x Reihe	2	36	1.603	.215
Geschlecht x Reihe	2	36	1.181	.319
Modus x Messstrecke	5.304	190.936	1.047	.393

* $p < .05$

Für die Abweichungen der Herzrate vom individuellen Sollwert ergab sich eine signifikante dreifache Interaktion von Regelungsmodus, Bedingung und Geschlecht

(Tab. 4.22). Bei den männlichen Probanden zeigte die Yoked-Control-Gruppe im Regelungsmodus „NS.SCRs + HRV“ eine höhere Soll-Ist-Differenz im Vergleich zur Experimentalgruppe ($t(22)=2.492$, $p=.021$; siehe Tab. 4.23). Die weiblichen Vpn wiesen im Regelungsmodus „NS.SCRs + Herzrate“ in der Yoked-Control-Gruppe eine höhere Soll-Ist-Differenz auf als die Experimentalgruppe, allerdings zeigte sich der Gruppenunterschied nur tendenziell, was auf die höhere Streuung der Differenzwerte in der weiblichen Yoked-Control-Gruppe zurückzuführen sein mag ($t(12.019)=1.881$, $p=.084$). Im Vergleich der Regelungsmodi zeigten die weiblichen Probanden der Experimentalgruppe die niedrigste Soll-Ist-Differenz gegenüber allen anderen Gruppen unter dem Regelungsmodus „NS.SCRs + Herzrate“, was sich im Vergleich mit den männlichen Experimentalprobanden tendenziell stützen ließ ($t(13.555)=1.887$, $p=.081$; vgl. Abb. 4.24 und Tab. 4.23). Unter der Regelung nach NS.SCRs und HRV wiesen männliche Yoked-Control-Probanden tendenziell höhere Abweichungen der Herzrate vom Sollwert auf als die weiblichen Yoked-Control-Vpn ($t(22)=1.846$, $p=.078$).

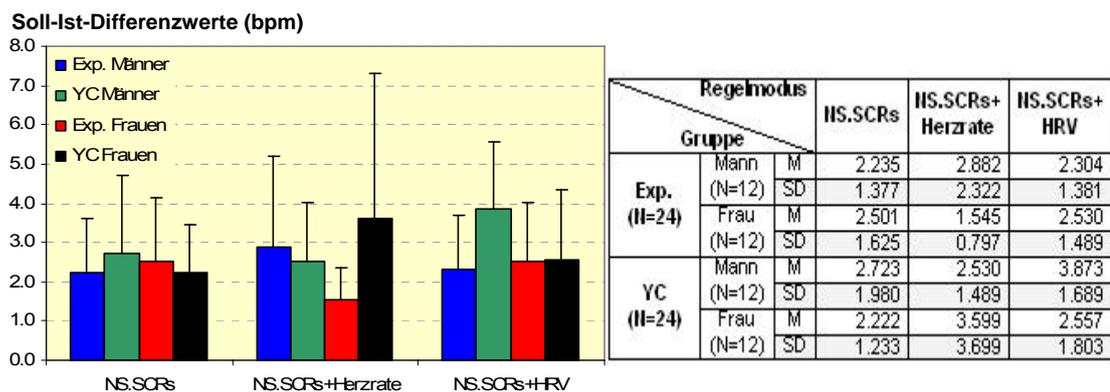


Abb. 4.24: Darstellung der Interaktion von Regelungsmodus und Bedingung für die mittleren Soll-Ist-Differenzwerte der Herzrate (bpm)

Tab. 4.23: Post-hoc-Testung der Interaktion Regelmodus x Bedingung x Geschlecht

Bedingung	männl., Exp. vs. YC N = 24			weibl., Exp. vs. YC N = 24			Exp., männl. vs. weibl. N = 24			YC, männl. vs. weibl. N = 24		
	T	df	p	T	df	p	T	df	p	T	df	p
NS.SCRs	-0.701	22.000	.491	0.473	22.000	.641	-0.432	22.000	.670	0.744	22.000	.465
NS.SCRs + HR	0.442	22.000	.663	-1.881	12.019	.084#	1.887	13.555	.081#	-0.929	22.000	.363
NS.SCRs + HRV	-2.492	22.000	.021*	-0.039	22.000	.969	-0.386	22.000	.704	1.846	22.000	.078#

* $p < .05$ (keine Adjustierung)

$p < .1$ (tend.)

4.4.4.3 Herzratenvariabilität*

Tab. 4.24: Effekte der ANOVA mit Messwiederholungen

Effekte	df 1	df 2	F	p
Modus	1.804	64.951	.721	.476
Bedingung	1	36	.631	.432
Geschlecht	1	36	1.016	.320
Reihe	2	36	.561	.576
Modus x Bedingung	1.804	64.951	.729	.473
Modus x Geschlecht	1.804	64.951	1.039	.353
Modus x Reihe	3.608	64.951	.476	.735
Messstrecke	3.398	122.327	.167	.936
Messstrecke x Bedingung	3.398	122.327	1.835	.137
Messstrecke x Geschlecht	3.398	122.327	.795	.512
Messstrecke x Reihe	6.796	122.327	.700	.668
Bedingung x Geschlecht	1	36	.163	.689
Bedingung x Reihe	2	36	1.024	.369
Geschlecht x Reihe	2	36	.305	.739
Modus x Messstrecke	4.811	173.191	1.119	.352

alle $p > .05$ (n.s.)

Die varianzanalytische Überprüfung der HRV-Differenzwerte über die drei Regelungsmodi zeigte keinerlei signifikante Haupt- bzw. Interaktionseffekte ($p > .05$; Tab. 4.24). Deskriptiv gesehen wiesen die Yoked-Control-Vpn unter den Regelungsmodi „NS.SCRs“ und „NS.SCRs + Herzrate“ eine etwas höhere Soll-Ist-Differenz in den HRV-Werten auf als die Experimentalgruppe, wohingegen im Regelungsmodus „NS.SCRs + HRV“ nahezu kein Unterschied festzustellen war (Abb. 4.25).

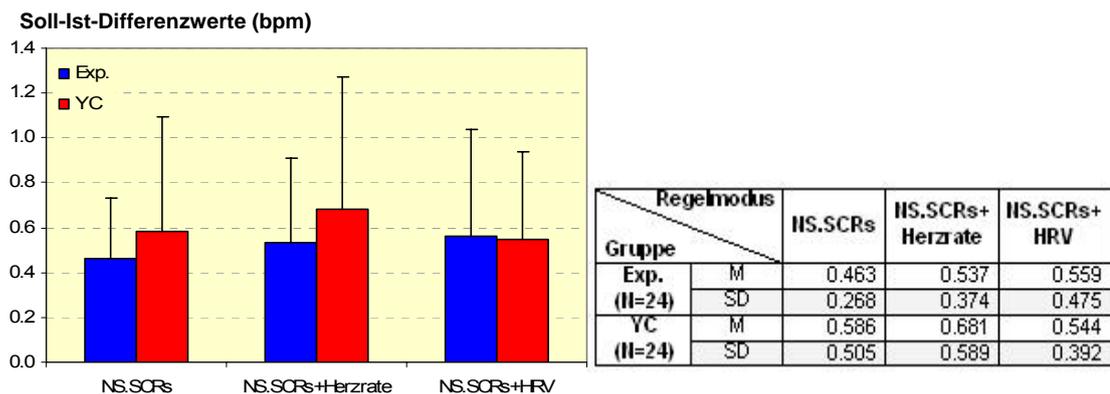


Abb. 4.25: Mittlere Soll-Ist-Differenzwerte der HRV (bpm) für die einzelnen Regelungsmodi im Bedingungsvergleich

4.4.4.4 *Summenamplitude der NS.SCRs*

Tab. 4.25: Effekte der ANOVA mit Messwiederholungen

Effekte	df 1	df 2	F	p
Modus	1.874	67.460	.943	.389
Bedingung	1	36	2.437	.127
Geschlecht	1	36	3.505	.069#
Reihe	2	36	1.027	.368
Modus x Bedingung	1.874	67.460	.463	.619
Modus x Geschlecht	1.874	67.460	1.020	.362
Modus x Reihe	3.748	67.460	2.425	.060
Bedingung x Geschlecht	1	36	.093	.762
Bedingung x Reihe	2	36	.487	.619
Geschlecht x Reihe	2	36	.712	.498
Messstrecke	3.074	110.653	1.761	.157
Messstrecke x Bedingung	3.074	110.653	1.304	.277
Messstrecke x Geschlecht	3.074	110.653	.790	.505
Messstrecke x Reihe	6.147	110.653	1.188	.318
Messstrecke x Bedingung x Geschlecht	3.074	110.653	5.545	.001**
Modus x Messstrecke	4.711	169.587	1.123	.349

** p<.01

p<.1 (tend.)

Für die Differenzwerte der Summenamplitude ergab sich ein tendenzieller Effekt des Geschlechts sowie eine hochsignifikante dreifache Interaktion von Messstrecke, Bedingung und Geschlecht (Tab. 4.25). Wie aus Abb. 4.26 hervorgeht, wiesen die weiblichen Yoked-Control-Vpn in den Messstrecken 6 bis 9 deutlich höhere Abweichungswerte auf als alle anderen Probandengruppen, was durch post-hoc-Vergleiche für den Regelungsmodus „NS.SCRs“ teilweise gestützt werden konnte (siehe Tab. 4.26). Die geringsten Abweichungen der Summenamplitude waren über alle Messstrecken für die männlichen Experimentalprobanden zu beobachten, wobei dies in Messstrecke 10 im Vergleich zu den weiblichen Experimental-Probanden signifikant war ($t(11.999)=2.590$, $p=.024$). Die männlichen Yoked-Control-Vpn zeigten nur in Messstrecke 10 eine etwas höhere Soll-Ist-Abweichung im Vergleich zu den vorangegangenen Messstrecken. Beim Vergleich mit den männlichen Experimental-Vpn konnte im Verlauf der Messstrecken eine zunehmende Differenzierung der beiden männlichen Probandengruppen beobachtet werden im Sinne einer größeren Abweichung der Yoked-Control-Vpn von ihrem individuellen Summenamplituden-Sollwert. Ein ähnliches Verlaufsmuster war auch für die weiblichen Experimental-Probanden zu erkennen.

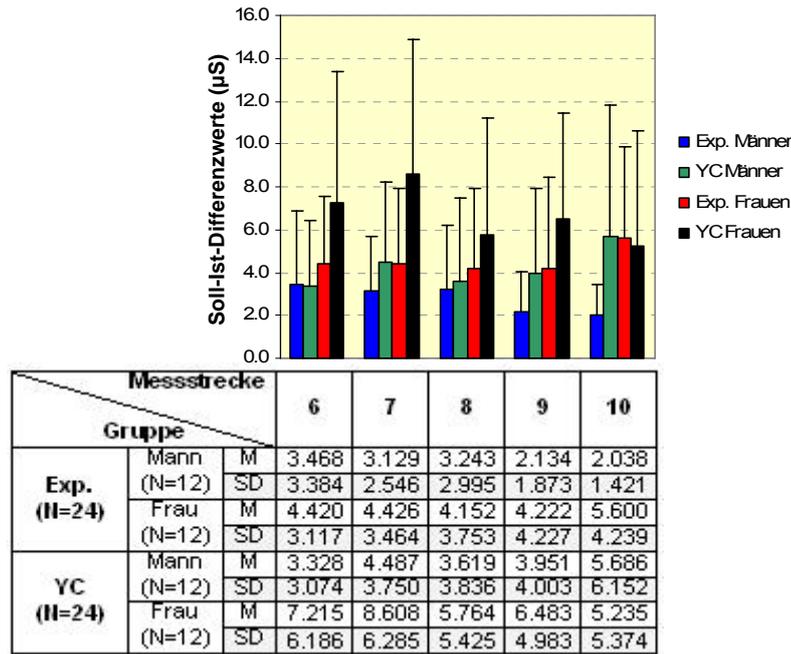


Abb. 4.26: Darstellung der dreifachen Interaktion von Messstrecke x Bedingung x Geschlecht für die mittleren Soll-Ist-Differenzwerte der Summenamplitude der NS.SCRs (µS)

Tab. 4.26: Post-hoc t-Tests zur Interaktion von Messstrecke x Bedingung x Geschlecht

Bedingung	männl., Exp. vs. YC N=24			weibl. Exp. vs. YC N = 24			Exp., männl. vs. weibl. N = 24			YC, männl. vs. weibl. N = 24		
	T	df	p	T	df	p	T	df	p	T	df	p
NS.SCRs MS 6	1.068	22.00	.297	-1.169	22.00	.255	.268	22.00	.791	-2.004	22.00	.058#
NS.SCRs MS 7	-.362	21.20	.721	-2.388	13.00	.033	-.301	22.00	.766	-2.204	15.42	.043
NS.SCRs MS 8	.709	22.00	.486	-1.368	22.00	.185	-.054	22.00	.958	-2.396	12.91	.032
NS.SCRs MS 9	-1.417	12.10	.182	-.776	22.00	.446	-1.604	12.10	.134	-.894	22.00	.381
NS.SCRs MS 10	-1.834	12.29	.091	-.102	22.00	.920	-2.590	11.99	.024	-.790	22.00	.438
NS.SCRs + HR MS 6	-.259	22.00	.798	-.663	22.00	.514	-1.242	22.00	.227	-1.562	22.00	.133
NS.SCRs + HR MS 7	-1.234	22.00	.230	-1.475	22.00	.154	-.151	22.00	.882	-.858	22.00	.400
NS.SCRs + HR MS 8	-1.122	22.00	.274	-.456	22.00	.653	-1.011	22.00	.323	-.801	22.00	.432
NS.SCRs + HR MS 9	-.930	22.00	.362	-1.767	15.18	.097	-.852	22.00	.403	-1.586	22.00	.127
NS.SCRs + HR MS 10	-1.509	12.39	.156	-.232	22.00	.819	-.922	22.00	.367	.393	22.00	.698
NS.SCRs + HRV MS 6	-.639	22.00	.530	-1.438	22.00	.164	-.630	22.00	.535	-1.060	22.00	.301
NS.SCRs + HRV MS 7	-.830	22.00	.415	.014	22.00	.989	-1.453	22.00	.160	-.802	22.00	.431
NS.SCRs + HRV MS 8	-.653	13.87	.524	-.261	22.00	.797	-.572	22.00	.573	-.055	22.00	.957
NS.SCRs + HRV MS 9	-1.201	22.00	.243	-.041	22.00	.968	-1.037	22.00	.311	-.617	22.00	.543
NS.SCRs + HRV MS 10	-1.643	22.00	.115	.986	22.00	.335	-1.843	12.98	.088	.897	14.09	.385

* p<.05 (keine Adjustierung)
p<.1 (tend.)

4.4.4.5 Atmung

Tab. 4.27: Effekte der ANOVA mit Messwiederholungen

Effekte	df 1	df 2	F	p
Modus	1.790	64.443	3.616	.037*
Bedingung	1	36	.871	.357
Geschlecht	1	36	.185	.670
Reihe	2	36	.698	.504
Modus x Bedingung	1.790	64.443	.347	.684
Modus x Geschlecht	1.790	64.443	.156	.833
Modus x Reihe	3.580	64.443	2.067	.102
Bedingung x Geschlecht	1	36	.715	.403
Bedingung x Reihe	2	36	.977	.386
Geschlecht x Reihe	2	36	.747	.481
Messstrecke	3.639	130.986	2.162	.083
Messstrecke x Bedingung	3.639	130.986	2.078	.094
Messstrecke x Geschlecht	3.639	130.986	.870	.476
Messstrecke x Reihe	7.277	130.986	1.812	.087
Modus x Messstrecke	6.285	226.264	.855	.533

*p<.05

Für die mittleren Soll-Ist-Differenzwerte der Atemfrequenz ergab sich ein signifikanter Haupteffekt des Regelungsmodus (Tab. 4.27). Wie aus Abb. 4.27 hervorgeht, war die Abweichung vom Sollwert im Regelungsmodus unter NS.SCRs allein signifikant geringer als unter der Kombination von NS.SCRs und HRV, ungeachtet der Versuchsbedingung ($t(47) = 2.495$, $p = .016$; Tab. 4.28).

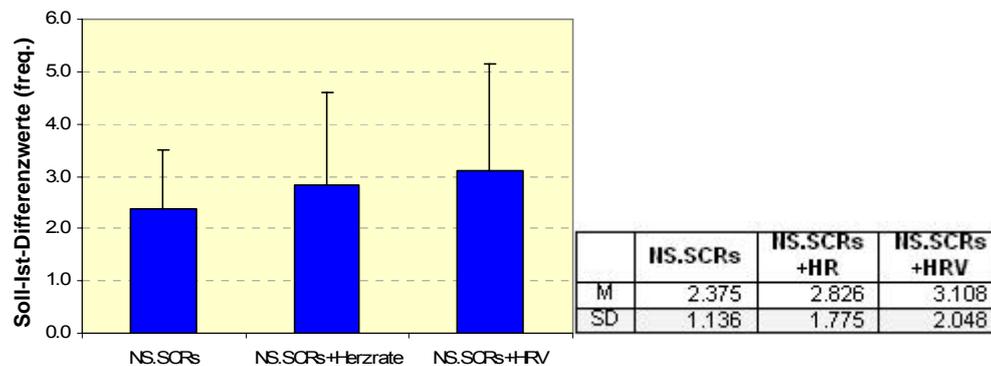


Abb. 4.27: Mittlere Soll-Ist-Differenzen der Atemfrequenz über die drei Regelungsmodi

Tab. 4.28: Post-hoc Mehrfachvergleiche über die drei Regelungsmodi (N = 48)

Regelungsmodus (Mehrfachvergleiche)	t	df	p
NS.SCRs – NS.SCRs + HR	-1.715	47.000	.093
NS.SCRs – NS.SCRs + HRV	-2.495	47.000	.016*
NS.SCRs + HR – NS.SCRs + HRV	-.947	47.000	.348

*p<.0167 (adjust.)

4.4.5 Turbulenzumschaltungen in Abhängigkeit vom Regelungsmodus

Tab. 4.29: Effekte der ANOVA mit Messwiederholungen

Effekte	df 1	df 2	F	p
Modus	1.595	28.706	17.666	<.001**
Geschlecht	1	18	.366	.553
Reihe	2	18	.314	.735
Modus x Geschlecht	1.595	28.706	.413	.620
Modus x Reihe	3.190	28.706	.757	.535
Geschlecht x Reihe	2	18	.180	.836

**p<.01

Für die geregelte Experimentalgruppe (N=24) wurde zusätzlich die Anzahl der Turbulenzumschaltungen im jeweiligen Regelungsmodus näher beleuchtet. Gemäß Tab. 4.29 zeigte sich ein höchstsignifikanter Haupteffekt des Regelungsmodus, d. h., der Art der Regelung nach NS.SCRs, NS.SCRs in Kombination mit der Herzrate und NS.SCRs in Verbindung mit der HRV. Die alleinige Regelung nach NS.SCRs wies, wie Abb. 4.28 zeigt, gegenüber den Kombinationsmaßen eine deutlich höhere Anzahl von Umschaltungen zwischen den Turbulenzstufen 0, 1, 3 und 5 auf, was durch post-hoc-Paarvergleiche gestützt werden konnte (p<.001; Tab. 4.30).

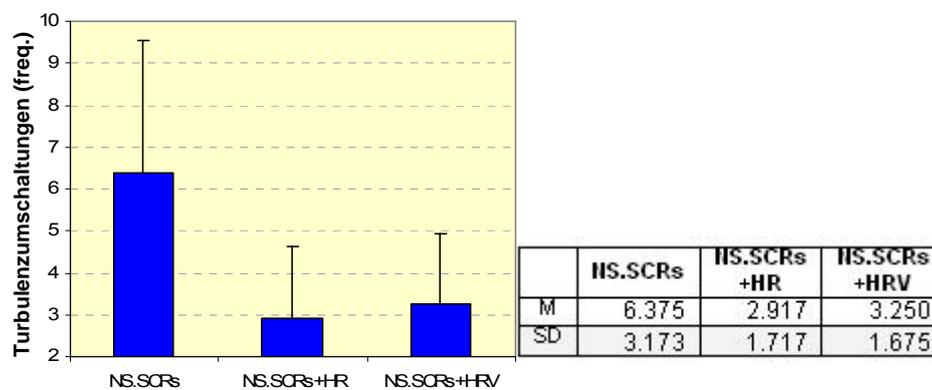


Abb. 4.28: Anzahl der Turbulenzumschaltungen in den Regelungsmodi (für geregelte Experimentalgruppe, N=24)

Tab. 4.30: Post-hoc-Mehrfachvergleiche für die Umschaltungen in den Regelungsmodi (N=24)

Mehrfachvergleiche Umschaltungen	t	df	p
NS.SCRs – NS.SCRs + HR	5.160	23	p<.001**
NS.SCRs – NS.SCRs + HRV	4.565	23	p<.001**
NS.SCRs + HR – NS.SCRs + HRV	-.829	23	.416

**p<.003 (adjust.)

4.4.6 Fragebogen zum subjektiven Beanspruchungserleben

Tab. 4.31: Deskriptive Statistik für die Faktoren des Fragebogens zum subjektiven Beanspruchungserleben

Regelmodus		Faktor		1a	1b	2	3	4
Beginn	Exp. (N=24)	M	2.940	3.889	1.347	3.111	2.292	
		SD	0.763	0.679	0.423	0.915	0.871	
	YC (N=24)	M	3.089	3.889	1.389	2.792	2.604	
		SD	0.668	0.809	0.498	1.215	0.834	
HS.SCRs	Exp. (N=24)	M	3.554	3.194	1.542	1.944	3.542	
		SD	0.810	0.798	0.665	0.603	1.474	
	YC (N=24)	M	3.762	3.181	1.792	1.972	3.729	
		SD	0.874	0.901	0.889	0.822	1.391	
HS.SCRs+HR	Exp. (N=24)	M	3.845	3.319	1.542	1.792	3.854	
		SD	0.901	0.813	0.773	0.628	1.202	
	YC (N=24)	M	3.881	3.167	1.653	2.014	3.979	
		SD	0.922	0.816	0.777	0.940	1.514	
HS.SCRs+HRV	Exp. (N=24)	M	3.750	3.319	1.500	1.792	3.792	
		SD	0.863	0.837	0.716	0.687	1.310	
	YC (N=24)	M	3.964	3.097	1.778	1.958	3.688	
		SD	1.031	0.848	0.815	0.965	1.538	

1a = Ermüdung
 1b = Positive Affektivität
 2 = Stress
 3 = Negative Affektivität
 4 = Monotonie

4.4.6.1 Faktor 1a „Ermüdung“

Tab. 4.32: Effekte der ANOVA mit Messwiederholungen für den Faktor 1a „Ermüdung“

Effekte	df 1	df 2	F	p
Modus	2.630	94.688	27.983	<.001**
Bedingung	1	36	.520	.476
Geschlecht	1	36	.097	.758
Reihe	2	36	.454	.639
Modus x Bedingung	2.630	94.688	.299	.800
Modus x Geschlecht	2.630	94.688	1.320	.273
Modus x Reihe	5.260	94.688	5.149	<.001**
Bedingung x Geschlecht	1	36	1.377	.248
Bedingung x Reihe	2	36	.056	.946
Geschlecht x Reihe	2	36	.106	.899

**p<.01

Für den Faktor 1a „Ermüdung“ konnte ein hochsignifikanter Haupteffekt des Regelungsmodus festgestellt werden (Tab. 4.32). Insgesamt wiesen alle Vpn vor dem Durchlaufen der drei Regelungsmodi im Mittel ein geringeres Maß an Ermüdung auf als nach den jeweiligen Regelungsmodi (siehe Abb. 4.29). Dabei unterschieden sich Experimental- und Yoked-Control-Vpn kaum voneinander, so dass der Nachweis eines Bedingungeffektes bzw. entsprechender Interaktionseffekte ausblieb ($p > .05$).

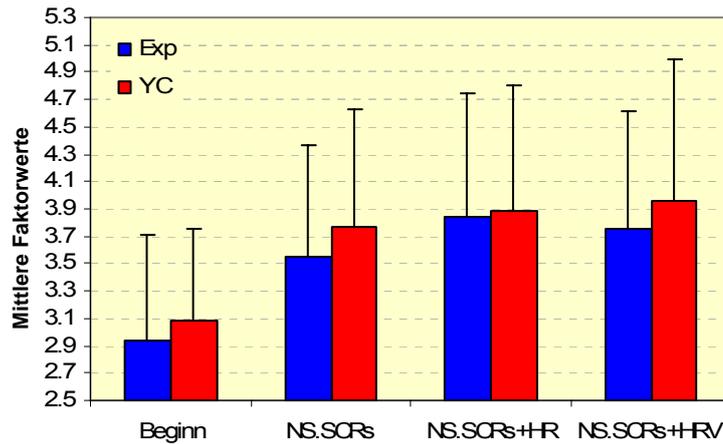


Abb. 4.29: Darstellung der Mittelwerte des Faktors 1a „Ermüdung“ über alle Untersuchungsblöcke für beide Untersuchungsbedingungen

4.4.6.2 Faktor 1b „Positive Affektivität“

Tab. 4.33: Effekte der ANOVA mit Messwiederholungen für den Faktor 1b „Positive Affektivität“

Effekte	df 1	df 2	F	p
Modus	2.420	87.104	18.524	<.001**
Bedingung	1	36	.234	.632
Geschlecht	1	36	1.004	.323
Reihe	2	36	.326	.724
Modus x Bedingung	2.420	87.104	.472	.662
Modus x Geschlecht	2.420	87.104	.480	.656
Modus x Reihe	4.839	87.104	4.037	.003**
Bedingung x Geschlecht	1	36	.144	.706
Bedingung x Reihe	2	36	.297	.745
Geschlecht x Reihe	2	36	.818	.449

**p<.01

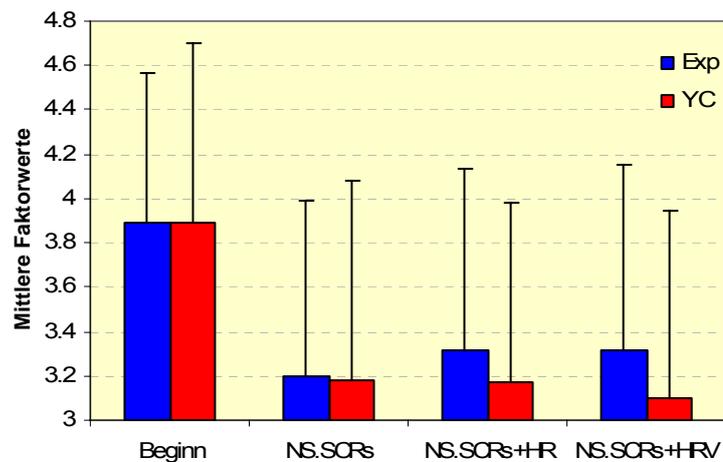


Abb. 4.30: Darstellung der Mittelwerte des Faktors 1b „Positive Affektivität“ über alle Untersuchungsblöcke für beide Untersuchungsbedingungen

Für den Faktor 1b „Positive Affektivität“ zeigte sich ebenfalls ein hochsignifikanter Haupteffekt des Regelungsmodus (Tab. 4.33). Vor Beginn der drei Versuchsdurchläufe wiesen beide Probandengruppen ein höheres Maß an positiver Affektivität auf als nach den jeweiligen Regelblöcken. Bedingungsunterschiede als solches sowie Interaktionseffekte konnten nicht beobachtet werden, obwohl Abb. 4.30 nahelegt, dass Experimental-Probanden eine geringfügig höhere positive Affektivität beibehielten als die Yoked-Control-Vpn ($p > .05$).

4.4.6.3 Faktor 2 „Stress“

Tab. 4.34: Effekte der ANOVA mit Messwiederholungen für den Faktor 2 „Stress“

Effekte	df 1	df 2	F	p
Modus	2.450	88.213	4.165	.013*
Bedingung	1	36	1.144	.292
Geschlecht	1	36	2.012	.165
Reihe	2	36	.430	.654
Modus x Bedingung	2.450	88.213	.711	.521
Modus x Geschlecht	2.450	88.213	2.980	.046*
Modus x Reihe	4.901	88.213	2.241	.058
Bedingung x Geschlecht	1	36	.298	.589
Bedingung x Reihe	2	36	1.344	.274
Geschlecht x Reihe	2	36	2.461	.100
Modus x Bedingung x Geschlecht	2.450	88.213	3.284	.033*

* $p < .05$

Für den Faktor „Stress“ ergab sich ein signifikanter Haupteffekt des Regelungsmodus sowie signifikante Interaktionen von Regelungsmodus und Geschlecht bzw. Regelungsmodus, Bedingung und Geschlecht (Tab. 4.34). Wie Abb. 4.31 zu entnehmen ist, wiesen die Experimental-Probanden unter den drei Regelungskombinationen stets geringere Stresswerte auf als die Yoked-Control-Vpn, wobei die Interaktion von Regelungsmodus und Bedingung nicht signifikant war (siehe Tab. 4.34). Wie man Abb. 4.32 entnehmen kann, zeigte sich unter alleiniger Regelung nach NS.SCRs ein höherer Stresswert in der männlichen Yoked-Control-Gruppe als bei den männlichen Experimental-Probanden, was sich post hoc allerdings nicht bestätigen ließ ($t(22)=1.121$, $p=.274$; Tab. 4.35). Im Regelungsmodus nach NS.SCRs und HRV war ein derartiger Unterschied zwischen weiblichen Yoked-Control- und Experimental-Vpn zu beobachten, was sich für die weiblichen Probanden post hoc stützen ließ ($t(22)=2.186$, $p=.040$; Tab. 4.35). Die weiblichen Experimental-Vp wiesen unter allen Messbedingungen die niedrigsten Stresswerte auf. Des Weiteren ist aus Abb. 4.32 ersichtlich, dass die weiblichen gegenüber den männlichen Experimental-Probanden geringere Stresswerte

zeigten, was sich post hoc nur in der Bedingung „NS.SCRs + HRV“ tendenziell belegen ließ ($t(22)=1.792, p=.087$; siehe Tab. 4.35). Ein ähnliches Bild war auch innerhalb der Yoked-Control-Gruppe zu beobachten (mit Ausnahme des Regelungsmodus „NS.SCRs + Herzrate“), wobei sich der Unterschied zwischen männlichen und weiblichen Probanden tendenziell aufgrund der alleinigen Regelung nach NS.SCRs zeigte ($t(13.555)=1.851, p=.086$; siehe Tab. 4.35). Somit zeichnete sich insgesamt ab, dass die männlichen Teilnehmer auf deskriptiver Ebene höhere Stresswerte aufwiesen als die weiblichen Probanden, auch wenn dies statistisch nur tendenziell belegt werden konnte (Zwischensubjekteffekt des Geschlechts $p>.05, n.s.$; siehe Tab. 4.34).

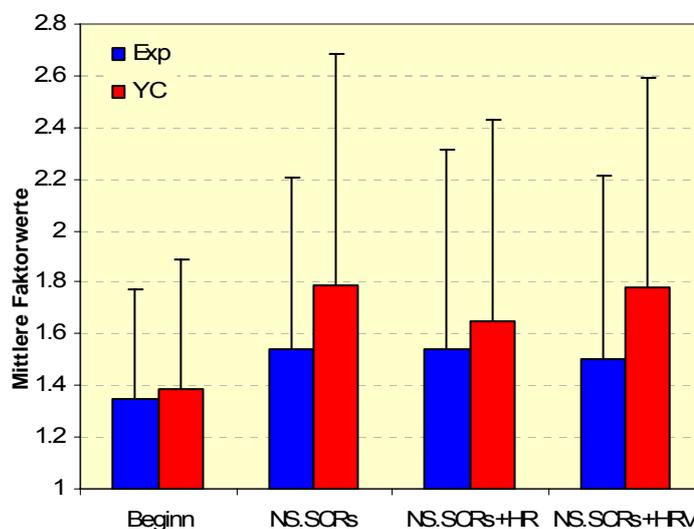


Abb. 4.31: Darstellung der Mittelwerte des Faktors 2 „Stress“ über alle Untersuchungsblöcke für beide Untersuchungsbedingungen

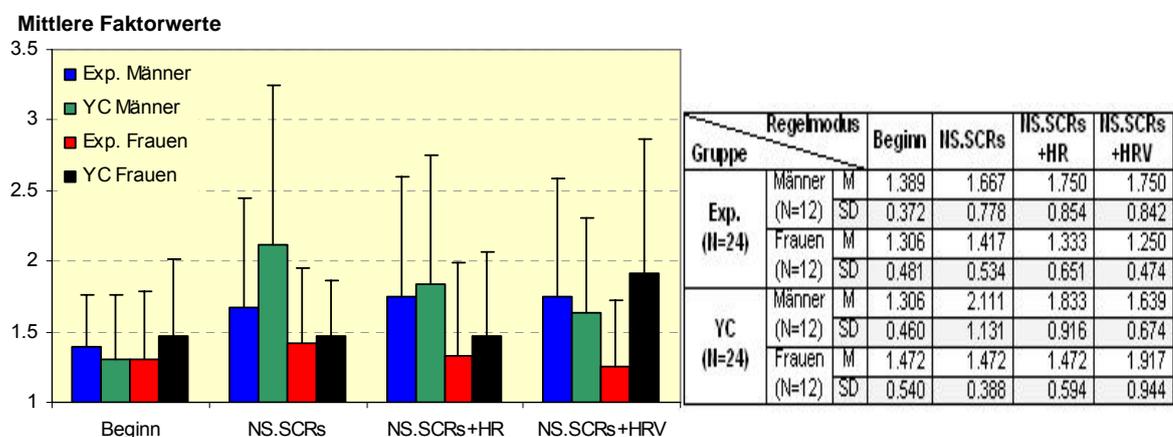


Abb. 4.32: Darstellung der Interaktion von Regelungsmodus x Bedingung x Geschlecht für die Mittelwerte des Faktors 2 „Stress“

Tab. 4.35: Post-hoc-Vergleiche zur Interaktion von Regelungsmodus x Bedingung x Geschlecht

Bedingung	Exp., männl. vs. weibl. N = 24			YC, männl. vs. weibl. N = 24			Männer, Exp. vs. YC N = 24			weibl., Exp. vs. YC N = 24		
	T	df	p	T	df	p	T	df	p	T	df	p
Beginn	.475	22.000	.640	-.814	22.000	.425	.488	22.000	.630	-.798	22.000	.433
NS.SCRs	.917	22.000	.369	1.851	13.555	.086#	-1.121	22.000	.274	-.291	22.000	.773
NS.SCRs + HR	1.344	22.000	.193	1.146	22.000	.264	-.231	22.000	.820	-.546	22.000	.591
NS.SCRs + HRV	1.792	22.000	.087#	-.830	22.000	.416	.357	22.000	.725	-2.186	22.000	.040*

* p<.05 (keine Adjustierung)

p<.1 (tend.)

4.4.6.4 Faktor 3 „Negative Affektivität“

Tab. 4.36: Effekte der ANOVA mit Messwiederholungen für den Faktor 3 „Negative Affektivität“

Effekte	df 1	df 2	F	p
Modus	1.737	62.528	39.651	<.001**
Bedingung	1	36	.016	.901
Geschlecht	1	36	1.106	.300
Reihe	2	36	.140	.870
Modus x Bedingung	1.737	62.528	2.164	.130
Modus x Geschlecht	1.737	62.528	2.525	.095
Modus x Reihe	3.474	62.528	3.841	.010**
Bedingung x Geschlecht	1	36	1.426	.240
Bedingung x Reihe	2	36	1.280	.290
Geschlecht x Reihe	2	36	.965	.391

**p<.01

Für den Faktor 3 „Negative Affektivität“ ergab sich ein hochsignifikanter Haupteffekt des Regelungsmodus (Tab. 4.36). Wie aus Abb. 4.33 hervorgeht, war der Grad der negativen Affektivität im Speziellen zu Beginn der Untersuchungsreihe gegenüber den drei Regelungsmodi deutlich erhöht, was sich auch post hoc durch Mehrfachvergleiche belegen ließ (Beginn vs. „NS.SCRs“: $t(47)=6.913$, $p<.001$; Beginn vs. „NS.SCRs + Herzrate“: $t(47)=6.531$, $p<.001$; Beginn vs. „NS.SCRs + HRV“: $t(47)=6.301$, $p<.001$). In den Regelungsmodi selbst zeigten sich ansatzweise Unterschiede zwischen Experimental- und Yoked-Control-Probanden dahingehend, dass die Experimental-Vpn bei den Kombinationsmaßen „NS.SCRs + Herzrate“ bzw. „NS.SCRs + HRV“ eine geringere negative Affektivität aufwiesen als die Yoked-Control-Probanden, was sich statistisch jedoch nicht belegen ließ ($p>.05$).

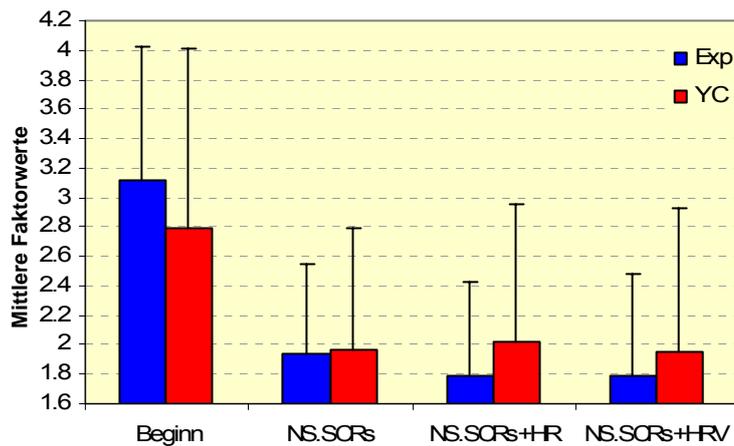


Abb. 4.33: Darstellung der Mittelwerte des Faktors 3 „Negative Affektivität“ über alle Untersuchungsblöcke für beide Untersuchungsbedingungen

4.4.6.5 Faktor 4 „Monotonie“

Tab. 4.37: Effekte der ANOVA mit Messwiederholungen für den Faktor 4 „Monotonie“

Effekte	df 1	df 2	F	p
Modus	2.755	99.188	35.544	<.001**
Bedingung	1	36	.220	.642
Geschlecht	1	36	6.045	.019*
Reihe	2	36	.017	.983
Modus x Bedingung	2.755	99.188	.607	.598
Modus x Geschlecht	2.755	99.188	2.582	.063#
Modus x Reihe	5.510	99.188	8.071	<.001
Bedingung x Geschlecht	1	36	.846	.364
Bedingung x Reihe	2	36	.074	.929
Geschlecht x Reihe	2	36	1.232	.304

* $p < .05$

** $p < .01$

$p < .1$ (tend.)

Der Faktor 4 „Monotonie“ zeigte einen hochsignifikanten Haupteffekt des Regelungsmodus dahingehend, dass das Ausmaß des Monotonie-Empfindens zu Beginn bei allen Probanden im Mittel deutlich geringer ausgeprägt war als in den einzelnen Regelungsmodi selbst, was auch durch post-hoc-Vergleiche gestützt werden konnte ($p < .001$; siehe Abb. 4.34 und Tab. 4.38). Innerhalb der einzelnen Regelungsmodi wiesen Experimental- und Yoked-Control-Probanden insgesamt vergleichbare mittlere Monotoniewerte auf.

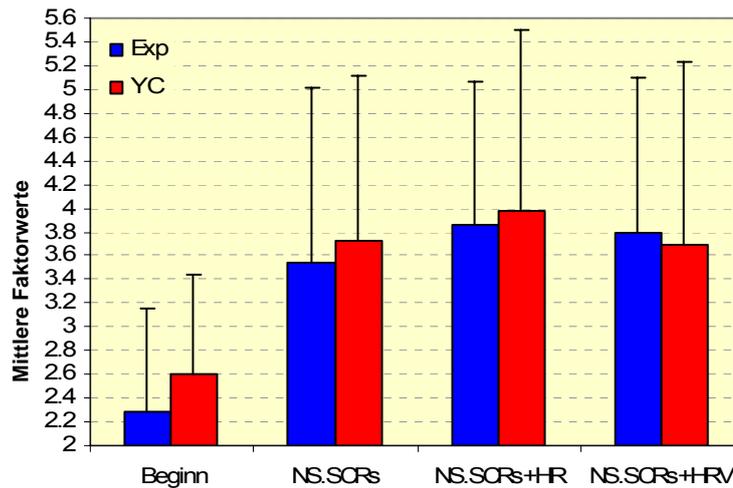


Abb. 4.34: Darstellung der Mittelwerte des Faktors 4 „Monotonie“ über alle Untersuchungsblöcke für beide Untersuchungsbedingungen

Tab. 4.38: Post-hoc-Mehrfachvergleiche für den Faktor 4 „Monotonie“ zwischen den Regelungsmodi (N=48)

Regelungsmodus	t	df	p
Mono. Beginn - Mono. NS.SCRs	-6.953	47.000	<.001**
Mono. Beginn - Mono. NS.SCRs + HR	-8.478	47.000	<.001**
Mono. Beginn - Mono. NS.SCRs + HRV	-7.337	47.000	<.001**
Mono. NS.SCRs - NS.SCRs + HR	-1.603	47.000	.116
Mono. NS.SCRs - Mono. NS.SCRs + HRV	-0.483	47.000	.631
Mono. NS.SCRs + HR - Mono. NS.SCRs + HRV	0.957	47.000	.343

*p < .0083 (adjust.)
 **p < .0016 (adjust.)

Des Weiteren konnte ein signifikanter Zwischensubjekteffekt des Geschlechts festgestellt werden, wobei die männlichen Probanden höhere Monotoniewerte angaben als die weiblichen Teilnehmer, was in Verbindung mit einer tendenziellen Interaktion von Geschlecht und Regelungsmodus insbesondere auf die Regelungsmodi „NS.SCRs“ und „NS.SCRs + Herzrate“ zutraf (Abb. 4.35).

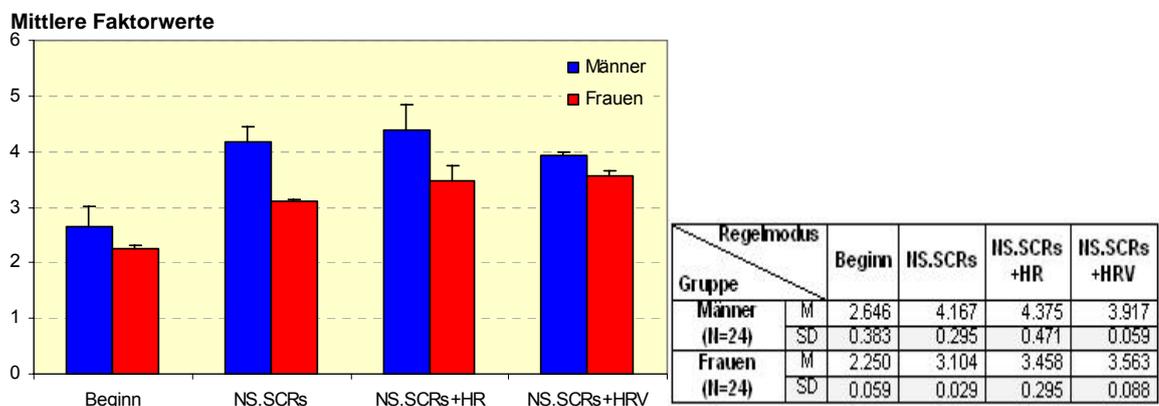


Abb. 4.35: Darstellung der Interaktion von Regelungsmodus und Geschlecht für die Mittelwerte des Faktors 4 „Monotonie“

4.4.7 Fragebogen zur Allgemeinen zentralen Aktiviertheit (AZA-Skala)

Tab. 4.39: Effekte der ANOVA mit Messwiederholungen für die AZA-Skala

Effekte	df 1	df 2	F	p
Modus	1.661	59.801	2.708	.084
Bedingung	1	36	.481	.492
Geschlecht	1	36	9.802	.003**
Reihe	2	36	.383	.685
Modus x Bedingung	1.661	59.801	.497	.577
Modus x Geschlecht	1.661	59.801	1.160	.313
Modus x Reihe	3.322	59.801	1.267	.294
Bedingung x Geschlecht	1	36	2.260	.141
Bedingung x Reihe	2	36	.046	.955
Geschlecht x Reihe	2	36	3.584	.038

** p<.01

Für die Beurteilung des Grades der geistig-nervlichen Angespanntheit während der Bearbeitung der Flugaufgabe unter drei verschiedenen Regelungsmodi (Abb. 4.36) konnte insgesamt ein hochsignifikanter Zwischensubjekteffekt des Geschlechts aufgezeigt werden (Tab. 4.39), wobei die Frauen über alle drei Regelungsmodi eine höhere Angespanntheit aufwiesen als die Männer (vgl. Abb. 4.37), was sich als Interaktion mit den Regelungsmodi jedoch nicht nachweisen ließ ($p>.05$).

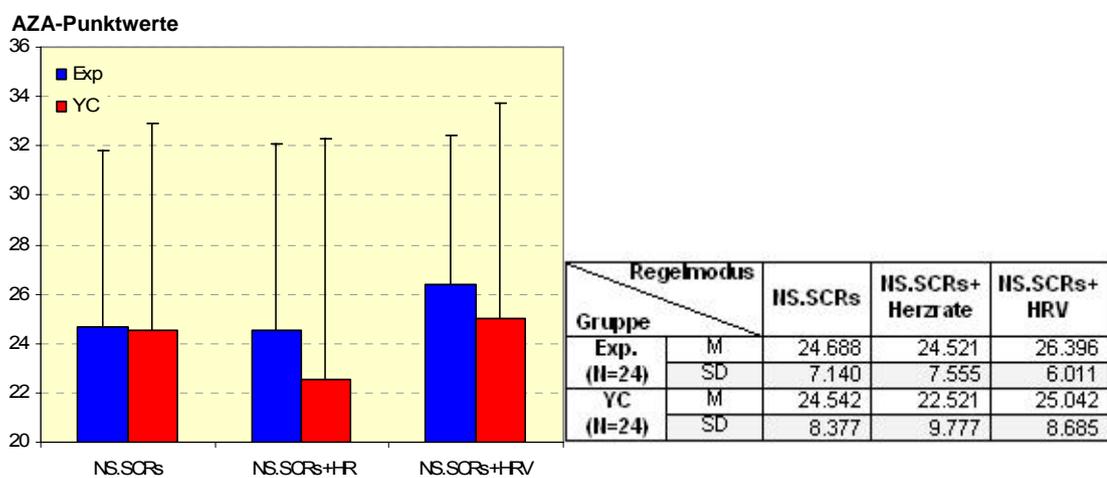


Abb. 4.36: Darstellung der mittleren AZA-Punktwerte über die drei Untersuchungsblöcke für beide Untersuchungsbedingungen

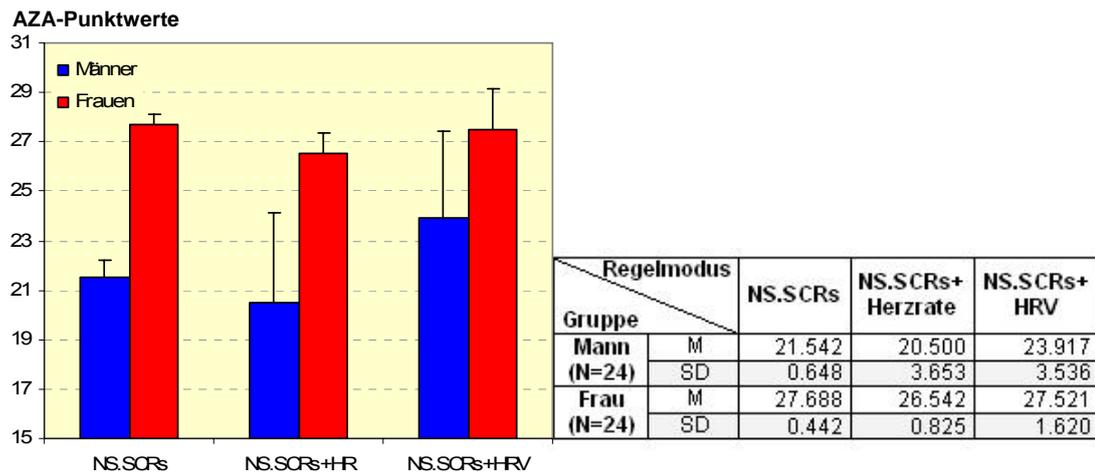


Abb. 4.37: Darstellung der mittleren AZA-Punktwerte, getrennt nach Untersuchungsblock und Geschlecht

4.4.8 Fragebogen zur erlebten Anstrengung (Anstrengungsskala)

Tab. 4.40: Effekte der ANOVA mit Messwiederholungen für die Anstrengungs-Skala

Effekte	df 1	df 2	F	p
Modus	1.957	70.468	.323	.720
Bedingung	1	36	.329	.570
Geschlecht	1	36	6.057	.019*
Reihe	2	36	.496	.613
Modus x Bedingung	1.957	70.468	1.253	.292
Modus x Geschlecht	1.957	70.468	1.720	.187
Modus x Reihe	3.915	70.468	1.291	.282
Bedingung x Geschlecht	1	36	.018	.893
Bedingung x Reihe	2	36	1.318	.280
Geschlecht x Reihe	2	36	2.068	.141
Modus x Bedingung x Geschlecht	1.957	70.468	3.063	.054#

* $p < .05$

$p < .1$ (tend.)

Das Ausmaß erlebter mentaler Anstrengung bei der Bearbeitung der Flugaufgabe unter verschiedenen Regelungskombinationen wurde dem signifikanten Zwischensubjekt-effekt des Geschlechts zufolge von Frauen im Mittel höher eingestuft als von den männlichen Teilnehmern. Dies zeigte sich in allen drei Regelungsmodi, wobei die Interaktion von Modus und Geschlecht nicht signifikant war (Abb. 4.39; $p > .05$). Obwohl Abb. 4.38 nahelegt, dass die Experimental-Vpn unter den Regelungsmodi „NS.SCRs + Herzrate“ und „NS.SCRs + HRV“ höhere Anstrengungswerte angaben als die Yoked-Control-Probanden, blieb eine signifikante Interaktion von Modus und Bedingung aus ($p > .05$; Tab. 4.40). Dabei fiel auf, dass die Punktwerte hohe Streuungen aufwiesen. Der tendenzielle Interaktionseffekt von Modus, Bedingung und Geschlecht

legt unter Hinzunahme der deskriptiven Statistik nahe, dass die weiblichen Experimental-Probanden insbesondere unter den Regelungsmodi „NS.SCRs“ und „NS.SCRs + Herzrate“ eine höhere Anstrengung erlebten als die weiblichen Yoked-Control-Vpn (siehe Abb. 4.39). Unter dem Regelungsmodus „NS.SCRs + HRV“ wiederum wiesen die männlichen Experimental-Probanden höhere Anstrengungswerte auf als die männlichen Yoked-Control-Vpn. Letztere gaben über alle drei Regelungsmodi geringe Anstrengungswerte an (siehe Abb. 4.39).

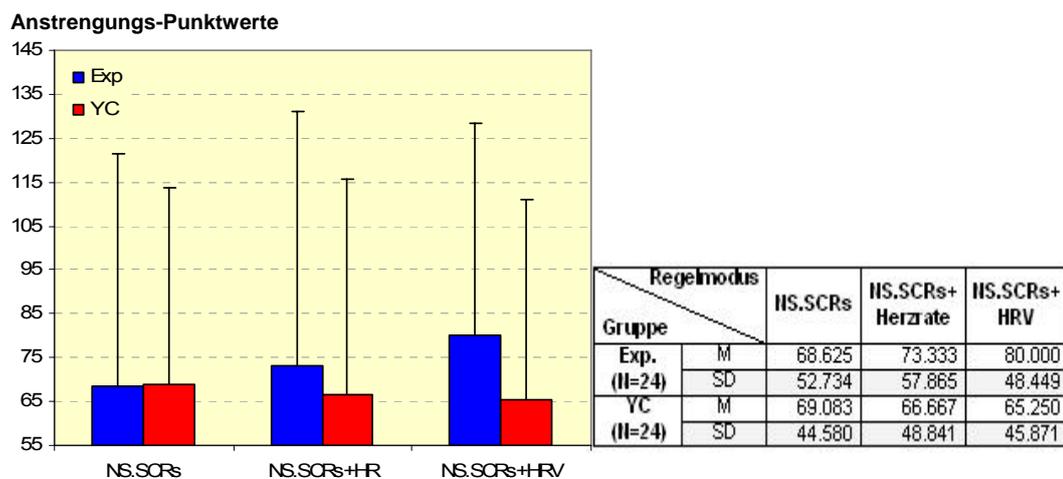


Abb. 4.38: Darstellung der mittleren Anstrengungsskala-Werte über die drei Untersuchungsblöcke für beide Untersuchungsbedingungen

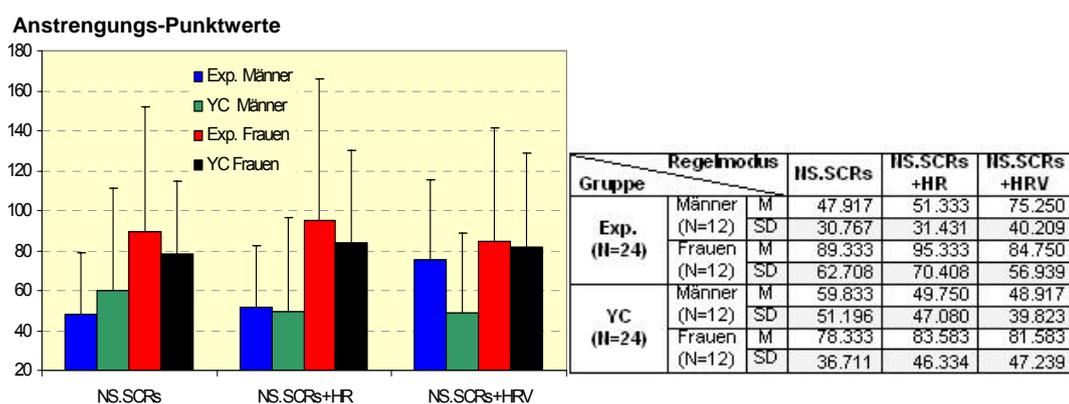


Abb. 4.39: Darstellung der mittleren Anstrengungsskala-Werte über die drei Untersuchungsblöcke zur Interaktion von Modus x Bedingung x Geschlecht

4.4.9 Partielle Korrelationen der subjektiven Daten

Wie die varianzanalytische Auswertung der Fragebogendaten zeigte, ergaben sich stellenweise Effekte der Darbietungsreihenfolge (welche nicht explizit behandelt wurden). Zum Aufzeigen etwaiger Zusammenhänge der Skalen bzw. Fragebögen

wurden partielle Korrelationen mit der Darbietungsreihenfolge als Kontrollvariable für jeden Regelungsmodus und jede Versuchsbedingung separat berechnet.

4.4.9.1 Partielle Korrelationen für den Regelungsmodus nach NS.SCRs

Tab. 4.41: Partielle Korrelationen für Regelungsmodus nach NS.SCRs (df =21)

		Yoked-Control-Bedingung (N=24)						
Fragebogen		AZA	Anstreng.	1a Ermüd.	1b pos. Aff.	2 Stress	3 neg. Aff.	4 Mono.
AZA	r		.523(*)	-.091	-.219	.295	.505(*)	-.591(**)
	p		.011	.679	.315	.171	.014	.003
Anstrengung	r	.607(**)		.312	-.471(*)	.266	.171	-.231
	p	.002		.148	.023	.219	.436	.290
1a Ermüdung	r	.167	.218		-.419(*)	.286	-.180	.598(**)
	p	.447	.318		.047	.186	.410	.003
1b positive Affektivität	r	-.280	-.347	-.654(**)		-.691(**)	-.179	-.063
	p	.196	.104	.001		.000	.414	.774
2 Stress	r	-.107	-.072	.499(*)	-.410(#)		.343	.079
	p	.626	.744	.015	.052		.109	.719
3 negative Affektivität	r	.176	.417(*)	.011	-.124	-.100		-.542(**)
	p	.421	.048	.961	.573	.650		.008
4 Monotonie	r	-.064	-.281	.580(**)	-.174	.454(*)	-.287	
	p	.771	.194	.004	.427	.030	.184	

Experimentalbedingung (N=24)

* p<.05

** p<.01

p<.1 (tend.)

Nach durchlaufener Regelung mittels NS.SCRs ergab sich für die Teilnehmer der adaptiven Experimentalbedingung eine hochsignifikante positive Korrelation von geistig-nervlicher Angespanntheit (AZA) und erlebter Anstrengung. Darüber hinaus ging eine abnehmende positive Affektivität mit erhöhter Ermüdung einher. Erhöhtes Stressempfinden war sowohl mit einem erhöhten Ermüdungsgrad als auch zunehmendem Monotonieerleben assoziiert. Ebenso ergab sich ein positiver Zusammenhang von negativer Affektivität und erlebter Anstrengung.

In der Yoked-Control-Gruppe wies die geistig-nervliche Angespanntheit (AZA) einen signifikanten positiven Zusammenhang mit negativer Affektivität bzw. erlebter Anstrengung auf. Gleichzeitig ging die erhöhte Anspannung jedoch mit einem herabgesetzten Monotonieerleben einher, wie aus der hochsignifikanten negativen Korrelation zu schließen war. Positive Affektivität und Ermüdung wiesen einen signifikanten negativen Zusammenhang auf. Erhöhte Müdigkeit und Monotonieerleben waren hochsignifikant positiv korreliert. Darüber hinaus bestand ein hochsignifikanter

negativer Zusammenhang zwischen positiver Affektivität und Stressempfinden sowie eine signifikante Korrelation von positiver Affektivität und Anstrengung. Interessanterweise zeigte sich für negative Affektivität und Monotonieerleben ein hochsignifikanter negativer Zusammenhang, was in der Experimentalgruppe nicht zu sehen war ($p > .05$).

4.4.9.2 Partielle Korrelationen für den Regelungsmodus nach NS.SCRs und Herzrate

Tab. 4.42: Partielle Korrelationen für Regelungsmodus nach „NS.SCRs + Herzrate“ (df = 21)

		Yoked-Control-Bedingung (N=24)						
Fragebogen		AZA	Anstreng.	1a Ermüd.	1b pos. Aff.	2 Stress	3 neg. Aff.	4 Mono.
AZA	r p		.504(**) .014	-.006 .977	-.292 .176	.196 .369	.428(**) .042	-.590(**) .003
Anstrengung	r p	.754(**) .000		.254 .243	-.462(**) .027	.441(**) .035	.611(**) .002	-.456(**) .029
1a Ermüdung	r p	-.163 .458	.114 .604		-.581(**) .004	.153 .485	-.105 .634	.323 .132
1b positive Affektivität	r p	-.077 .727	-.402(#) .058	-.581(**) .004		-.269 .215	-.138 .531	.068 .759
2 Stress	r p	.038 .864	-.050 .820	.289 .182	-.057 .796		.331 .123	.010 .964
3 negative Affektivität	r p	.245 .260	.190 .385	.299 .165	-.254 .242	.188 .390		-.598(**) .003
4 Monotonie	r p	-.669(**) .000	-.430(**) .040	.388(#) .067	.085 .700	.262 .227	-.117 .596	

Experimentalbedingung (N=24)

* $p < .05$

** $p < .01$

$p < .1$ (tend.)

Nach Durchlaufen des Regelblocks anhand der Kombination von NS.SCRs und Herzrate zeigte sich für die Experimentalgruppe ein hochsignifikanter positiver Zusammenhang von AZA-Skala und Anstrengungsskala, wobei diese Korrelation noch ausgeprägter war als in der Regelung nach NS.SCRs allein. Positive Affektivität und der Grad der Ermüdung waren auch unter der Regelung nach NS.SCRs und Herzrate hochsignifikant negativ korreliert. Positive Affektivität und das Anstrengungserleben waren tendenziell negativ korreliert. Hinsichtlich der erlebten geistig-nervlichen Angespanntheit (AZA) und dem Monotonieerleben konnte ein hochsignifikanter negativer Zusammenhang beobachtet werden, was bei der Regelung nach NS.SCRs allein nicht zu beobachten war. Darüber hinaus zeigte sich ein negativer Zusammenhang zwischen Monotonie und Anstrengung sowie ein tendenzieller positiver Zusammenhang zwischen Monotonie und Ermüdung.

Für die Yoked-Control-Gruppe ergab sich eine signifikant positive Korrelation von AZA- und Anstrengungsskala. Des Weiteren wies die AZA-Skala eine signifikante positive Korrelation mit negativer Affektivität sowie eine hochsignifikante negative Korrelation mit dem Monotonieerleben auf. Darüber hinaus hing der Grad positiver Gestimmtheit mit dem Anstrengungserleben signifikant negativ bzw. der Ermüdung hochsignifikant negativ zusammen. Monotonie und negative Affektivität wiesen auch hier überraschenderweise einen hochsignifikanten negativen Zusammenhang auf. Des Weiteren zeigte sich eine signifikante positive Korrelation von Stressempfinden und Anstrengung sowie eine hochsignifikante positive Korrelation von negativer Affektivität und Anstrengung. Monotonie- und Anstrengungserleben waren hochsignifikant negativ korreliert.

4.4.9.3 Partielle Korrelationen für den Regelungsmodus nach NS.SCRs und Herzratenvariabilität

Tab. 4.43: Partielle Korrelationen für Regelungsmodus nach „NS.SCRs + HRV“ (df = 21)

		Yoked-Control-Bedingung (N=24)						
Fragebogen		AZA	Anstreng.	1a Ermüd.	1b pos. Aff.	2 Stress	3 neg. Aff.	4 Mono.
AZA	r p		.204 .350	-.199 .363	-.127 .564	.386(#) .069	.409(#) .052	-.583(**) .003
Anstrengung	r p	.724(**) .000		.455(*) .029	-.585(**) .003	.454(*) .029	.386(#) .069	-.081 .714
1a Ermüdung	r p	-.054 .807	.157 .474		-.674(**) .000	.363(#) .089	-.129 .556	.614(**) .002
1b positive Affektivität	r p	.034 .878	-.097 .659	-.456(*) .029		-.651(**) .001	-.008 .971	-.330 .124
2 Stress	r p	.091 .681	.149 .496	.514(*) .012	-.050 .822		.122 .580	-.004 .985
3 negative Affektivität	r p	.455(*) .029	.609(**) .002	.401(#) .058	-.336 .117	.349 .102		-.627(**) .001
4 Monotonie	r p	-.483(*) .019	-.491(*) .017	.175 .424	-.019 .932	.344 .108	-.304 .159	

Experimentalbedingung (N=24)

* p<.05

** p<.01

p<.1 (tend.)

Im Regelungsmodus nach NS.SCRs und HRV ergab sich für die Experimentalgruppe ein hochsignifikanter positiver Zusammenhang von Anstrengungserleben und geistig-nervlicher Angespanntheit (AZA). Positive Affektivität wies eine signifikant negative Korrelation mit dem Grad der Ermüdung auf. Der Grad der Ermüdung wiederum war mit Stress signifikant positiv korreliert. Negative Gestimmtheit ging mit höheren

Werten sowohl auf der AZA- (sign.) als auch der Anstrengungsskala (hochsign.) einher. Monotonieempfinden und geistig-nervliche Angespanntheit bzw. Anstrengung waren jeweils signifikant negativ korreliert. Darüber hinaus zeigte sich ein tendenzieller positiver Zusammenhang von negativer Affektivität und Ermüdung.

In der Yoked-Control-Gruppe waren Monotonieerleben und geistig-nervliche Angespanntheit hochsignifikant negativ korreliert. Anstrengung und Ermüdung bzw. Anstrengung und Stress wiesen jeweils einen signifikanten positiven Zusammenhang auf. Positive Affektivität war mit Anstrengung und Ermüdung hingegen jeweils hochsignifikant negativ korreliert. Ermüdung und Monotonieempfinden waren hochsignifikant positiv korreliert. Stress und positive Affektivität zeigten einen hochsignifikanten negativen Zusammenhang. Negative Affektivität und Monotonieempfinden waren erneut hochsignifikant negativ korreliert. An tendenziellen Zusammenhängen fanden sich positive Korrelationen von allgemeiner zentraler Aktiviertheit und Stress bzw. negativer Affektivität, von erlebter Anstrengung und negativer Affektivität sowie Stressempfinden und Ermüdung.

4.5 Diskussion Experiment 3

Anhand von drei Regelungsalgorithmen, die auf unterschiedlichen Kombinationen psychophysiologischer Maße basierten (NS.SCRs, NS.SCRs und Herzrate, NS.SCRs und HRV), sollte festgestellt werden, inwieweit eine Regelung unter dem jeweiligen Algorithmus möglich war mit dem Ziel der Aufrechterhaltung eines zuvor individuell bestimmten Aktiviertheitsniveaus (Soll- oder Referenzwert). Es wurde erwartet, dass gemäß ihren physiologischen Reaktionen geregelte Probanden geringere Soll-Ist-Abweichungen in den zur Regelung herangezogenen physiologischen Variablen zeigen im Vergleich zu Probanden, die im Yoked-Control-Design das Abfolgemuster der variierenden Anforderungshöhe (Turbulenzstärke) einer Experimental-Vp ohne Berücksichtigung der physiologischen Reaktionen am Flugsimulator durchflogen. Des Weiteren sollten mögliche mittelbare Einflüsse der Regelung auf physiologische Kennwerte untersucht werden, die in keiner der drei Regelungsmodi verwendet wurden. Ergänzend wurden subjektive Einschätzungen des Beanspruchungserlebens, der geistig-nervlichen Angespanntheit sowie der erlebten Anstrengung erfasst, um Auswirkungen der Regelung auf diese Maße festzustellen.

Es ließ sich eine Differenzierung der Bedingungen (Experimental- vs. Yoked-Control-Bedingung) vornehmen, wobei insbesondere die Kombination „NS.SCRs + HRV“ die deutlichsten Unterschiede bei den Differenzwerten der NS.SCRs zeigte. Wo nicht signifikant, konnten zumindest auf deskriptiver Ebene teilweise Tendenzen aufgezeigt werden, denenzufolge die geregelte Gruppe geringere Soll-Ist-Abweichungen sowohl in den Regelmaßen als auch in den nicht zur Regelung herangezogenen Kennwerten zeigte. Darüber hinaus war es möglich, teilweise signifikante mittelbare Regelungseinflüsse auf physiologische Variablen zu zeigen, die als solches in keiner der drei Regelungsalgorithmen eingebunden waren.

4.5.1 Regelung nach NS.SCRs

Wie die Ergebnisse nahelegen, erbrachte die Regelung allein anhand der NS.SCRs für die Experimentalgruppe keine Vorteile gegenüber der Yoked-Control-Gruppe im Sinne einer geringeren Soll-Ist-Differenz in den NS.SCRs und damit eines angepassten Aktiviertheitsniveaus. Im Verlauf der zehn Messstrecken war weder eine signifikante noch tendenzielle Differenzierung der beiden Gruppen zu beobachten. Eine mögliche

Erklärung hängt mit der Frage zusammen, ob ein einziges physiologisches Maß ausreichend ist, Schwankungen der mentalen Beanspruchung bzw. der Aktiviertheit abzubilden. Wie bereits mehrfach betont wurde, sollten stets verschiedene physiologische Maße integriert zur Anwendung kommen (Boucsein & Backs, 2000; De Waard & Mulder, 2006; Gomer, 1981; Lee & Liu, 2003; Satchell, 1993; Schandry, 1998; Wilson & O'Donnell, 1988; Zaidel, 1985).

Interessanterweise war zumindest auf deskriptiver Ebene im Ansatz eine Unterscheidung von Experimental- und Yoked-Control-Probanden anhand der Soll-Ist-Abweichungen der Summenamplitude über die zehn Messstrecken möglich, wenn auch nicht signifikant. Obwohl die Summenamplitude der elektrodermalen Reaktionen keinen Eingang in den Regelalgorithmus fand, kann man davon ausgehen, dass die Regelung anhand der NS.SCRs zumindest einen mittelbaren Einfluss auf die Summenamplitude ausübte, was sich deskriptiv betrachtet in geringeren Soll-Ist-Differenzwerten für die geregelte Gruppe zeigte. Ein Grund hierfür könnte darauf zurückzuführen sein, dass die beiden elektrodermalen Parameter – NS.SCRs und Summenamplitude – nur gering korreliert sind (Boucsein, 1992), so dass in dem einen Maß Unterschiede sichtbar werden und in dem anderen nicht.

In den Maßen der Herzrate und HRV konnten die unter der Summenamplitude graphisch sichtbaren Unterschiede zwischen den beiden Bedingungsgruppen nicht gesehen werden bzw. sie unterlagen unsystematischen Schwankungen über die zehn Messstrecken hinweg. Bei der Atmung konnte zumindest ein tendenzieller Haupteffekt der Bedingung beobachtet werden, der über alle zehn Messstrecken zusammengefasst eine Unterscheidung zwischen geregelten Probanden und Yoked-Control-Vpn zuließ, wobei die Experimental-Probanden insgesamt geringere absolute Soll-Ist-Differenzwerte aufwiesen, welche zudem auch weniger Schwankungen über die zehn Messstrecken unterworfen waren.

4.5.2 Regelung nach NS.SCRs und Herzrate

Aus statistischer Sicht war eine signifikante Unterscheidung der beiden Bedingungsgruppen anhand der NS.SCRs auch hier nicht möglich. Die tendenzielle Interaktion von Messstrecke, Bedingung und Geschlecht war ebensowenig aufschlussreich, da alle vier

Untergruppen – männliche und weibliche Experimental- vs. Yoked-Control-Probanden – deutliche Schwankungen in den Soll-Ist-Differenzwerten der NS.SCRs aufwiesen.

Die Herzrate als weiteres Regelungsmaß im Algorithmus konnte zwar statistisch betrachtet keine Unterscheidung der beiden Bedingungsgruppen aufzeigen, allerdings konnte auf deskriptiver Ebene anhand der mittleren Soll-Ist-Differenzwerte ab der 6. Messstrecke ein größeres Abdriften der Yoked-Control-Probanden beobachtet werden, wohingegen die Differenzwerte der Experimental-Probanden sich über die zehn Messstrecken nahezu stabil hielten.

Eine Betrachtung der nicht zur Regelung herangezogenen Parameter ließ für die Summenamplitude erneut eine Differenzierung der beiden Probandengruppen erkennen, welche durch den tendenziellen Haupteffekt der Bedingung im Ansatz gestützt werden konnte. Die Differenzwerte und die dazugehörigen Streuungen der Yoked-Control-Probanden waren höher und unterlagen zudem stärkeren Schwankungen im Vergleich zur Experimental-Gruppe, welche einen weitgehend stabilen Soll-Ist-Abweichungswert (im Mittel weniger als 4 μ S) mit geringerer Streuung der Werte über die zehn Messstrecken aufwies. Somit konnte auch hier gezeigt werden, dass die Regelung nach NS.SCRs und Herzrate einen mittelbar stabilisierenden Einfluss auf die Summenamplitude als Aktiviertheitsindikator hatte.

Ähnlich wie bei der alleinigen Regelung nach NS.SCRs konnte für die Differenzwerte der HRV ebensowenig eine mittelbare Modulierung durch die Kombination von NS.SCRs und Herzrate erzielt werden. Für die Atmungs-Differenzwerte resultierte ein ähnliches Ergebnis.

Insgesamt zeigte sich zumindest ansatzweise, dass eine Hinzunahme der Herzrate in den Regelalgorithmus einen aktivierungsmodulierenden Einfluss hatte. Ein Grund für die hohe Streuung der Differenzwerte in der Yoked-Control-Gruppe könnte auf die Art und Weise zurückzuführen sein, wie der einzelne Kontrollproband mit dem ihm „aufgezwungenen“ Turbulenzabfolgemuster seines Experimental-Vorgängers umging. Im Falle der Regelung waren die interindividuellen Unterschiede der Experimental-Probanden vermutlich deshalb geringer, weil ihre physiologischen Reaktionen und somit individuellen Gegebenheiten auch tatsächlich berücksichtigt wurden. Bei der

nicht-geregelten Yoked-Control-Bedingung können die großen interindividuellen Unterschiede damit begründet werden, dass mancher Kontrollproband mit der aufgezwungenen Steuerung besser zurechtkam als ein anderer Teilnehmer der Kontrollgruppe. Betrachtet man die im Anhang aufgeführten einzelnen Yoked-Control-Paarlinge (siehe Anhang S. A 23 bis A 46), gab es Paarungen, in denen sich Yoked-Control-Probanden durchaus näher an ihren individuellen Sollwerten des entsprechenden physiologischen Kennwertes befanden als Experimental-Vpn, was gleichzeitig die Frage aufwirft, ob das adaptive System in diesen Fällen überhaupt von Nutzen war. Offenbar ist es manchen Yoked-Control-Probanden gelungen, sich der Situation anzupassen, was an die von Wieland und Baggen (1999) beschriebene interne Regulation bzw. Selbstregulation im kognitiv-aktionalen Modell der Beanspruchung erinnert (siehe Abschnitt 1.5.2). Möglicherweise bewerteten die Betroffenen die Versuchssituation aufgrund ihres Interesses an der Untersuchung positiv, was sich wiederum auf ihre physiologische Aktiviertheit dahingehend auswirkte, dass sie sich immer möglichst nahe am individuellen Sollwert bewegten, und das trotz fehlender Regelung. Interne Bewertungsprozesse spielen hierbei offensichtlich eine wichtige Rolle (vgl. Lazarus & Folkman, 1984).

Der Aspekt interindividueller Differenzen in den abhängigen Variablen experimenteller Anordnungen ist nicht neu (siehe z. B. Rosenthal, 2002). Emotionale und motivationale Einflüsse, wie z. B. eine angespannte Erwartungshaltung oder die Beweggründe zur Teilnahme am Experiment, können die Vergrößerung interindividueller Unterschiede erklären. Vpn-Stunden für Psychologie-Studenten bzw. die in Aussicht gestellte Unkostenvergütung als extrinsische Anreizfaktoren können dazu geführt haben, dass das Experiment als solches für manche Teilnehmer unter Umständen nebensächlich war (vgl. Smith, 1966; siehe Abschnitt 1.4.3.5). Dies jedoch herauszufinden, ist für einen Versuchsleiter ein schwieriges Unterfangen, da kein Teilnehmer seine Beweggründe ohne weiteres offenbaren wird im Interesse sozialer Erwünschtheit. Ebenso wenig hat der Versuchsleiter Einfluss auf physische und psychische Gegebenheiten des Teilnehmers. Im Vorfeld aller für diese Dissertation durchgeführten Untersuchungen wurden die Probanden stets nach ihrem Gesundheitszustand und ihrer momentanen Verfassung befragt. Ergänzend wurden auch subjektive Daten zu den Experimenten erhoben, wie es Rosenthal (2002) empfiehlt. Probanden, die offenkundig unpässlich waren (z. B. durch einen grippalen Infekt oder geäußerte Kopfschmerzen), wurden erst

gar nicht für das jeweilige Experiment vorbereitet, sondern wieder nach Hause geschickt. Luczak und Päßler (1994) zufolge können personenspezifische Variablen wie Alter, Neurotizismus und Extraversion einen wesentlichen Einfluss auf die Leistungsmotivation nehmen, insbesondere bei Tätigkeiten, die eher überwachender Natur sind und somit schnell zu Langeweile führen können (siehe Abschnitt 1.4.3.6). Eine Möglichkeit der Homogenisierung der Beweggründe zur Versuchsteilnahme könnte dadurch erzielt werden, dass ausschließlich Pilotinnen und Piloten an der Untersuchung teilnehmen. Da die Experimente auf ihr Berufsfeld abzielen, wäre das persönliche Interesse auch eher gegeben im Vergleich zu einem Laien, der den weiterreichenden Nutzen solcher Studien nicht unmittelbar sieht, wie z. B. die Verbesserung der Flugsicherheit durch eine personenzentrierte Gestaltung von Cockpits unter Berücksichtigung psychophysiologischer Kennwerte des Piloten (vgl. Abschnitt 1.2.4.2).

Zur Reduzierung interindividueller Differenzen in den statistischen Auswertungen wurden Differenzwerte der Soll-Ist-Abweichungen herangezogen, was in psychophysiologischen Datenauswertungen durchaus üblich ist. Beispielsweise werden in manchen Untersuchungen bei der Herzrate Werte verwendet, die um einen zuvor erfassten Baselinewert durch Subtraktion korrigiert worden sind, um so interindividuelle Differenzen zu minimieren bzw. Extremwerte zu korrigieren. Die vorliegende Verfahrensweise im dritten Experiment kommt einer solchen Baseline-Korrektur gleich. Das *Ausgangswertgesetz* nach Wilder (1931, 1967) besagt, dass je stärker ein System bereits erregt ist, desto geringer ist seine Ansprechbarkeit für Erregungsförderung und desto größer für hemmende Impulse. In diesem Zusammenhang ist es erforderlich, die Baseline stets mitzuerheben. Hieraus lässt sich dann ein Differenzwert d (oder *change score*) bilden, der sich aus der Subtraktion eines zuvor erhobenen Ruhewertes (Prästimuluswert) von einem laufend gemessenen Wert (Poststimuluswert) ergibt (siehe Janke, 1974, S. 11).

4.5.3 Regelung nach NS.SCRs und Herzratenvariabilität

In dieser Regelungskombination gelang es, anhand der Differenzwerte der NS.SCRs eine signifikante Unterscheidung der Bedingungen über die Messstrecken zu zeigen. Speziell in der zweiten Hälfte der durchlaufenen Messstrecken nahm die Soll-Ist-Abweichung der NS.SCRs bei den Yoked-Control-Probanden stetig zu, wohingegen in

der Experimentalgruppe geringere und über die letzten fünf Messstrecken betrachtet stabilere Differenzwerte zu beobachten waren mit einer monotonen Abnahme in den letzten drei Messsegmenten. Am deutlichsten war der Bedingungsunterschied in der letzten Messstrecke zu sehen. Ein Grund, warum dieser Effekt nicht bereits schon zu Beginn auftrat, könnte darin liegen, dass die Yoked-Control-Probanden sich zunächst mit der aufgezwungenen Turbulenzabfolge arrangierten, ihnen dies jedoch mit Fortschreiten der Flugsequenzen immer schwerer fiel, was sich in zunehmenden Soll-Ist-Abweichungen widerspiegelte. Die graphische Darstellung der Soll-Ist-Abweichungswerte lässt die Vermutung zu, dass bei Hinzunahme weiterer Messstrecken der Bedingungsseffekt noch deutlicher hervorgetreten wäre. Eine Erweiterung auf beispielsweise 15 Messsegmente hätte hierzu Aufschluss geben können, was einen Kritikpunkt an Experiment 3 darstellt (weitere Kritikpunkte siehe Abschnitt 4.5.7).

Für die HRV als weiterem beteiligten Regelungsmaß konnten keine signifikanten Auswirkungen der Regelung auf diesen Parameter aufgezeigt werden. Beide Probandengruppen zeigten über alle Messstrecken vergleichbare Soll-Ist-Differenzwerte der HRV auf. Allerdings ist davon auszugehen, dass die Einbeziehung der HRV in den Regelalgorithmus einen modulierenden Effekt gehabt haben muss, wenn man die Abweichungswerte der NS.SCRs unter alleiniger Regelung nach diesem Maß mit den Differenzwerten der NS.SCRs unter der kombinierten Regelung mit der HRV vergleicht. Bei der Kombination von physiologischen Kennwerten ist davon auszugehen, dass die Regelung durch die UND-Verknüpfung einer gewissen Restriktion unterlag, was gleichzeitig der Stabilität des geschlossenen Regelkreises mit adaptiver Automatisierung dienen sollte. Bei Hinzunahme der Anzahl von Turbulenzumschaltungen in den drei untersuchten Regelungsalgorithmen wurde diese Restriktion in Form einer hochsignifikant geringeren Anzahl von Umschaltungen in den kombinierten Algorithmen im Vergleich zur alleinigen Regelung nach NS.SCRs deutlich. Wie der Vergleich der kombinierten Regelungsmodi zeigt, reichte eine bloße Koppelung zweier physiologischer Maße jedoch nicht aus, um eine stabile Regelung zu erzeugen. Die vor dem Experiment aufgestellte Überlegung, dass das gegensinnige Verhalten von NS.SCRs und HRV zu einer größeren Systemstabilität führen könnte, spiegelte sich in den vorliegenden Ergebnissen wider.

Wie bereits unter den beiden anderen Regelungsmodi gezeigt werden konnte, ergaben sich auch in der vorliegenden Kombination aus NS.SCRs und HRV rein deskriptiv betrachtet kleinere Soll-Ist-Summenamplituden-Abweichungen für die Experimentalgruppe mit geringeren Streuungen der mittleren Differenzwerte im Vergleich zur Yoked-Control-Gruppe, welche größeren Schwankungen unterworfen war, was sowohl mittlere Differenzwerte als auch deren Streuungen betraf. Somit konnte auch hier im Ansatz eine mittelbare Modulierung der Summenamplitude erzielt werden.

Im Vergleich zu den oben diskutierten Regelungsmodi ergab sich anhand der Kombination aus NS.SCRs und HRV ein signifikanter Bedingungseffekt für die Herzrate. Obwohl diese nicht im Regelalgorithmus enthalten war, zeigten die Experimental-Probanden konsistent geringere Aktivationsabweichungen als die Yoked-Control-Probanden, welche vor allem in den letzten Messsegmenten zunehmend vom individuellen Sollwert der Herzrate abdrifteten. Dies kann als Hinweis interpretiert werden, dass die Yoked-Control-Probanden zunächst ähnliche Soll-Ist-Differenzwerte der Herzrate zeigten wie die Experimental-Vpn, jedoch im Laufe der Messstrecken aufgrund der fehlenden Regelung immer mehr von einer Anpassung ihres Beanspruchungsniveaus abkamen. Eine signifikante Interaktion von Bedingung und Geschlecht zeigte sich dahingehend, dass die männlichen Yoked-Control-Probanden deutlich höhere Abweichungen vom individuellen Herzraten-Sollwert aufwiesen, wohingegen die männlichen Experimental-Probanden über die zehn Messstrecken fast durchgehend die geringsten Differenzen hatten, so dass sie offenbar am ehesten aus dem mittelbaren Einfluss der Regelung auf die Herzrate Nutzen zogen, was das Aktiviertheitsniveau anbelangt.

Im Falle der Atmung ließ sich auf deskriptiver Ebene speziell in den letzten vier Messsegmenten eine Differenzierung der beiden Probandengruppen mit geringeren Abweichungswerten in der geregelten Experimentalbedingung zeigen, was im Ansatz für einen mittelbaren Einfluss des Regelungsalgorithmus „NS.SCRs + HRV“ auf dieses nicht zur Regelung herangezogene Maß spricht.

4.5.4 Vergleich der drei Regelungsmodi

Wie aus der vorstehenden separaten Diskussion der drei Regelungsmodi hervorgeht, war die Befundlage, bezogen auf zehn Messstrecken je Untersuchungsblock, eher dürftig, da sich einige Aspekte teilweise nur auf deskriptiver Ebene beschreiben ließen. Sowohl aufgrund varianzanalytischer als auch deskriptiver Betrachtungen, zeigte sich allerdings, dass Differenzierungen zwischen den beiden Versuchsgruppen anhand der psychophysiologischen Variablen vor allem in der zweiten Hälfte eines Untersuchungsblocks sichtbar wurden. Daher wurden für einen unmittelbaren Vergleich aller drei Regelungsmodi nur die letzten fünf Messstrecken herangezogen, weil sich mehrfach Hinweise ergeben hatten, dass eine Unterscheidung der untersuchten Bedingungen erst hier möglich war. Ein Grund mag darin liegen, dass die Yoked-Control-Probanden in den ersten Messstrecken zunächst ähnliche Abweichungswerte aufwiesen wie die geregelten Experimental-Vpn, was sich aber aufgrund der fehlenden Regelung nicht über alle Messstrecken aufrechterhalten ließ.

Eine signifikante Interaktion von Regelungsmodus und Bedingung ergab sich am deutlichsten für die Auswirkungen der Regelung auf die Differenzwerte der NS.SCRs. Bezogen auf die zweite Hälfte der insgesamt zehn Messstrecken zeigten die Experimental-Probanden unter dem Regelungsmodus „NS.SCRs + HRV“ im Mittel die geringste Soll-Ist-Abweichung, wohingegen die Yoked-Control-Probanden am stärksten von ihrem individuellen Sollwert abdrifteten. Unter den beiden anderen Regelungsmodi waren die Soll-Ist-Differenzen der NS.SCRs beider Bedingungs-Gruppen vergleichbar.

Für die Herzrate konnte im Regelungsmodus-Vergleich eine signifikante Interaktion von Regelungsmodus, Bedingung und Geschlecht beobachtet werden. Unter dem Regelungsmodus „NS.SCR + Herzrate“ zeigten die weiblichen Experimental-Probanden die geringste mittlere Abweichung der Herzrate vom Sollwert, wohingegen die weiblichen Yoked-Control-Probanden unter dieser Regelung die größte Soll-Ist-Abweichung der Herzrate aufwiesen. Unter der alleinigen Regelung nach NS.SCRs war keinerlei Unterschied in den Abweichungswerten der Gruppen für die Herzrate zu sehen, und im Falle der kombinierten Regelung anhand der NS.SCRs und HRV hob sich die männliche Yoked-Control-Gruppe signifikant von den übrigen drei Gruppen aufgrund höherer Herzraten-Differenzwerte ab. Dieser Befund legt nahe, dass eine Regelung der weiblichen Probanden anhand der Kombination von NS.SCRs und

Herzrate geeigneter war. Hier war erstmalig zu erkennen, dass neben den NS.SCRs auch die Herzrate durchaus einen unmittelbaren Einfluss auf die Regelung nehmen konnte.

Wie schon in den Analysen mit allen zehn Messstrecken, konnte auch für die HRV als weiterem Regelungsmaß kein signifikanter unmittelbarer Einfluss auf die Regelung anhand der letzten fünf Messsegmente nachgewiesen werden. Unter der adaptiven Automatisierung anhand von NS.SCRs und HRV zeigten beide Bedingungsgruppen vergleichbare HRV-Differenzwerte. Auf deskriptiver Ebene konnten für die Experimentalgruppe lediglich ansatzweise geringere Soll-Ist-Differenzwerte der HRV in den anderen Regelungsmodi „NS.SCRs“ und „NS.SCRs + Herzrate“ beobachtet werden, was zumindest für einen gewissen mittelbaren Einfluss auf dieses Maß spricht.

Für die Differenzwerte der Summenamplitude wurde deutlich, dass männliche Probanden unabhängig vom Regelungsmodus die geringeren Abweichungen aufwiesen als die weiblichen Teilnehmer. Im Speziellen zeigten männliche Experimentalprobanden über die letzten fünf Messstrecken betrachtet eine monotone Abnahme der Soll-Ist-Abweichungen im Vergleich zu den übrigen Gruppen, die Gegenstand der hochsignifikanten Interaktion von Messstrecke, Bedingung und Geschlecht waren. Somit profitierten die männlichen Experimental-Vpn am ehesten von der Regelung mittels adaptiver Automatisierung, was den mittelbaren Einfluss auf die Summenamplitude betrifft.

Für die Atmung konnte lediglich ein undifferenzierter Effekt des Regelungsmodus festgestellt werden. Unabhängig von der Bedingungszugehörigkeit zeigten sich die geringsten Soll-Ist-Differenzwerte der Atemfrequenz unter der Regelung anhand der NS.SCRs, was im Hinblick auf die Wirksamkeit des adaptiven Systems keine interpretativen Aussagen zulässt, da der Bedingungsfaktor hierbei unerheblich war.

4.5.5 Turbulenzumschaltungen in Abhängigkeit vom Regelungsmodus

Wie bereits unter Abschnitt 4.5.3 angesprochen wurde, konnte die auf $N = 24$ Probanden der geregelten Experimentalbedingung bezogene Analyse der Turbulenzumschaltungen zeigen, dass eine Kopplung psychophysiologischer Maße im Vergleich zur

Verwendung einzelner Maße einen signifikant restriktiven Einfluss auf das Umschaltverhalten eines Regelalgorithmus hat. Gerade unter dem Einsatz kombinierter psychophysiologischer Maße ergaben sich z. T. signifikante bzw. tendenzielle Befunde, was dafür spricht, dass zu häufige Umschaltungen der Regelkreisstabilität zuwiderlaufen, wie es unter der alleinigen Regelung anhand der NS.SCRs der Fall war. Dies könnte erklären, warum bei einer Regelung ausschließlich nach NS.SCRs keine signifikante oder tendenzielle Differenzierung von Experimental- und Yoked-Control-Probanden anhand der verwendeten psychophysiologischen Kennwerte möglich war. Bereits Scallen et al. (1995) sowie Hilburn et al. (1995) konnten zeigen, dass kurzzyklische und häufige adaptive Umschaltungen sich eher nachteilig auf den Bediener auswirkten, was den Grad der Beanspruchung betrifft (siehe Abschnitt 1.8.2.2). Gleichzeitig stehen diese Befunde im Widerspruch zu den Ergebnissen von Hadley et al. (1997) sowie Prinzel et al. (2003), die eine bessere Regelung bei häufigen Umschaltungen zwischen manuellem und automatischem Modus favorisieren. Was hier offensichtlich zu unterscheiden ist, sind die Auswirkungen der Umschaltungen auf die Leistung als solches und auf die Beanspruchung des Bedieners (vgl. Hancock & Warm, 1989, siehe Abschnitt 1.5.1). Hadley et al. (1997) zufolge erhöhen häufige Umschaltungen die Systemsensitivität gegenüber Änderungen der Aufgabeninvolviertheit und fördern damit die Leistungsfähigkeit des Bedieners, was aber – wie die Befunde von Scallen et al. (1995) bzw. Hilburn et al. (1995) nahelegen – mit erhöhter Beanspruchung und Problemen bei der Rückkehr in den manuellen Modus einhergeht. Somit muss auch hier eine Balance angestrebt werden, die beiden Aspekten, Leistung und Beanspruchung, gleichermaßen entgegenkommt. Was im Falle der dritten Untersuchung von Prinzel et al. (2003) noch hinzukam, war der Umstand, dass Umschaltungen stets 30 s vorher angekündigt wurden, was im vorliegenden Experiment nicht gemacht wurde, da dies möglicherweise zu Erwartungseffekten und Verfälschungen geführt hätte.

4.5.6 Subjektive Daten

Für die fünf Faktoren des Fragebogens zum Beanspruchungserleben konnte übereinstimmend ein jeweils hochsignifikanter Haupteffekt des Regelungsmodus festgestellt werden. Eine Differenzierung zwischen den Bedingungsgruppen war allerdings nicht möglich, da sowohl Experimental- als auch Yoked-Control-Probanden zumeist ähnliche Faktorwerte in den einzelnen Regelungskombinationen aufwiesen. Für den Faktor

„Ermüdung“ waren die Werte in den drei Regelungsmodi signifikant höher als zu Beginn der Untersuchung, so dass ein rein zeitlicher Effekt vorlag. Die zu Beginn höher ausgeprägte positive Affektivität ließ in den drei Untersuchungsblöcken deutlich nach, jedoch zeigten die Experimentalprobanden zumindest deskriptiv betrachtet etwas höhere Faktorwerte in den Regelungsblöcken mit kombinierten Variablen („NS.SCRs + Herzrate“ bzw. „NS.SCRs + HRV“).

Im Falle des Faktors „Stress“ war eine signifikante Differenzierung anhand der Interaktion von Regelungsmodus, Bedingung und Geschlecht möglich. Hierbei wurde deutlich, dass die männlichen Yoked-Control-Probanden unter der alleinigen Regelung nach NS.SCRs deutlich höhere Stress-Faktorwerte aufwiesen als die übrigen männlichen und weiblichen Probanden. Eine ähnliche Situation zeigte sich für die weiblichen Yoked-Control-Probanden in der Regelung „NS.SCRs + HRV“. Die geringsten Stresswerte ergaben sich durchweg für die weiblichen Experimental-Vpn, deren Werte zudem sowohl zu Beginn als auch über alle Regelungsmodi nahezu unverändert blieben. Die Stresswerte der männlichen Experimental-Probanden lagen zwar höher als in der weiblichen Gruppe, aber waren niedriger als bei den männlichen Yoked-Control-Teilnehmern. Diese Befunde zum Faktor „Stress“ legen nahe, dass eine auf adaptiver Automatisierung basierende Regelung für die Experimental-Probanden aus subjektiver Sicht eine stressreduzierende Wirkung hatte.

Hinsichtlich der Faktorwerte zur negativen Affektivität zeigte sich ein interessantes Ergebnis dahingehend, dass die Werte im Vergleich zum Beginn in allen drei Regelungsmodi übereinstimmend abnahmen, wobei sie in der Yoked-Control-Gruppe dabei im Ansatz etwas höher lagen als in der Experimentalbedingung. Dieses Ergebnis überrascht deshalb, weil der Faktor „Positive Affektivität“ gleichzeitig ebenfalls abnehmende Werte aufwies. Bei Hinzunahme der partiellen Korrelationen fiel in allen drei Regelungsmodi unter beiden Versuchsbedingungen auf, dass die Faktoren der positiven und negativen Affektivität, wie bereits in Experiment 1, keinen signifikanten Zusammenhang aufwiesen. Damit bestätigte sich hier erneut die Annahme, dass diese beiden Faktoren als weitgehend unabhängig aufgefasst werden können.

Für den Faktor des Monotonieerlebens war eine Unterscheidung nach Regelungsmodus und Geschlecht möglich. Insgesamt lagen die Monotoniewerte im Vergleich zur

anfänglichen Messung deutlich höher, wobei dies vor allem auf die männlichen Probanden zutraf, ungeachtet ihrer Versuchsbedingungszugehörigkeit. In Verbindung mit den gleichzeitig höheren Stresswerten stellt sich erneut die Frage des Zusammenhangs von Monotonie und Stresserleben, d. h., ist es denkbar, dass der als aversiv erlebte Zustand von Monotonie und Langeweile in diesem Falle vor allem für Männer stresserzeugend war? Aufgrund dieser bereits unter Abschnitt 1.4.3.6 diskutierten Frage zeigte sich dort keine einheitliche Befundlage. Bezogen auf die vorliegende Untersuchung ist davon auszugehen, dass die männlichen Teilnehmer – wie schon im ersten Experiment – aufgrund der Vertrautheit mit Computerspielen und -simulationen mit einem größeren Erfahrungsschatz an den Flugsimulator herangingen, was bei weiblichen Teilnehmern auf Rückfrage eher selten zutraf. Dieser Erfahrungsvorsprung könnte allerdings dazu geführt haben, dass sich die männlichen Teilnehmer weniger gefordert fühlten und sich daher womöglich eher langweilten. Damit übereinstimmend zeigten sich auch die Ergebnisse zur allgemeinen zentralen Aktiviertheit (AZA). Hierbei ergab sich ein hochsignifikanter Haupteffekt des Geschlechts, wobei Frauen sich subjektiv deutlich aktiver fühlten als die männlichen Teilnehmer. Auch von der empfundenen Anstrengung her wiesen die weiblichen Probanden höhere Werte auf, was vor allem auf die Probandinnen der geregelten Experimentalgruppe zutraf. Am deutlichsten zeigte sich dieser Geschlechtsunterschied unter dem Regelungsmodus „NS.SCRs + Herzrate“. Ein nahezu unverändert niedriges Anstrengungserleben über alle drei Regelungsmodi berichteten hierbei die männlichen Teilnehmer der Yoked-Control-Gruppe, was möglicherweise als bessere Anpassungsfähigkeit dieser Gruppe an alle drei Untersuchungsblöcke gedeutet werden kann.

4.5.7 Grundlegende Probleme und Kritik

Wie in der bereits vorstehend geführten Diskussion deutlich wurde, ergeben sich eine Vielzahl von Aspekten, die Einfluss auf das Verhalten eines geschlossenen Regelkreises mit adaptiver Automatisierung nehmen können. Da der unmittelbare Einfluss der Regelungsmodi auf die im jeweiligen Algorithmus eingebundenen psychophysiologischen Maße nur im Falle der NS.SCRs unter der Regelung „NS.SCRs + HRV“ statistisch gesehen deutlich hervortrat, ist zu überlegen, welche Faktoren hierfür maßgeblich sein könnten.

4.5.7.1 Regelkreisstabilität

Eine unabdingbare Voraussetzung für ein funktionierendes geschlossenes Regelkreissystem ist die Systemstabilität. Ein Faktor hierbei ist die gewählte Messstreckenlänge, aus der die Totzeit zwischen kritischem Ereignis und der Reaktion auf dieses Ereignis resultiert (siehe Abschnitt 1.8.1). Wird eine zu große Totzeit in Kauf genommen, kann dies zu einem verzögerten Feedback (*lag*) und damit zu einer Instabilität des Regelkreises führen (Simon & Smith, 1956; Wickens & Hollands, 2000a). Eine zu kurze Zeitspanne hingegen führt gerade bei der Erfassung psychophysiologischer Maße zu einer unzureichend reliablen Ermittlung parametrisierter Kennwerte aus den Rohdaten. Wie bereits in Abschnitt 1.8.2.2 erwähnt wurde, müssen bei der Erfassung physiologischer Daten ausreichend lange Zeitfenster eingeplant werden, um im Zuge der Auswertung zuverlässige Berechnungen bzw. Schätzungen der mentalen Beanspruchung vornehmen zu können (Humphrey & Kramer 1994; Wickens & Hollands, 2000a). Ein Beispiel hierfür ist die HRV, deren zuverlässige Bestimmung eine ausreichend lange Messperiode voraussetzt, wobei nach Boucsein (2006) mindestens 1 bis 2 min für eine zeitbasierte und nach Jorna (1992, 1993) mindestens 5 min für eine frequenzanalytische Auswertung angesetzt werden sollten. Dies ist jedoch für eine Regelung wiederum zu lang, da ein Feedback aufgrund der erheblichen Totzeit nur verzögert erfolgen kann, woraus ebenfalls Instabilitäten resultieren können und ein adaptives System somit hinfällig wäre. Zudem könnte das System auf phasische physiologische Veränderungen nicht unmittelbar reagieren.

Ein weiterer Einflussfaktor, der einen labilen Regelkreis hervorrufen kann, ist der Verstärkungsfaktor. Eine zu große Verstärkung (*gain*) provoziert vermehrte Oszillationen innerhalb des geschlossenen Regelkreises (vgl. Abschnitt 1.8.1). Sollte dieser Fall eintreten, müsste ein dem System zuträglicher geringerer Gain-Faktor eingesetzt werden, d. h., man wirkt den zu großen Oszillationen durch eine Dämpfung (*loss*) entgegen (Kantowitz & Buck, 1983; Mann, Schiffelgen & Frierp, 2000). In der vorliegenden Untersuchung erfolgte diesbezüglich eine Einflussnahme durch die Anzahl der Turbulenzumschaltungen über die zehn Messstrecken, wie bereits in Abschnitt 4.5.5 deutlich wurde. Die Kopplung psychophysiologischer Kennwerte hatte einen restriktiven Einfluss auf das Umschaltverhalten, was wiederum die Regelkreisstabilität begünstigte. Über die Anzahl der Umschaltungen ist es demnach möglich, den oben genannten Gain-Faktor zu modulieren. In der vorliegenden dritten Untersuchung

führte ein zu häufiges Umschalten zwischen den Turbulenzabstufungen unter der alleinigen Verwendung von NS.SCRs zu einer Regelkreisinstabilität im Sinne großer Soll-Ist-Abweichungen in der geregelten Gruppe, so dass keine signifikante Unterscheidung zwischen Experimental- und Yoked-Control-Probanden möglich war. Scallen et al. (1995), Hilburn et al. (1995) sowie Hadley et al. (1999) konnten zeigen, dass kurz aufeinanderfolgende bzw. häufigere Umschaltungen für die Stabilität eines biokybernetischen Regelkreises eher nachteilig sind. Durch eine Kopplung mit einem weiteren psychophysiologischen Parameter war es möglich, die Anzahl der Umschaltungen zu reduzieren, was zu einer größeren Stabilität im Regelkreis führte. Somit kann die Kombination von psychophysiologischen Maßen als eine Möglichkeit gesehen werden, einer zu hohen Verstärkung (*gain*) entgegenzuwirken und damit Oszillationen im geschlossenen Regelkreis zu dämpfen, welche die Systemstabilität gefährden. Allerdings muss auch hier darauf geachtet werden, dass der Dämpfungsfaktor nicht zu hoch gewählt wird. Im vorliegenden dritten Experiment zeigte die Kombination „NS.SCRs + Herzrate“ die geringste Anzahl von Umschaltungen und damit die stärkste Dämpfung, was jedoch nicht dazu führte, dass die Probanden der geregelten Experimentalbedingung signifikant geringere Soll-Ist-Abweichungen aufwiesen. Dies war unter der Regelungbedingung „NS.SCRs + HRV“ eher zu sehen, da hier zwar auch eine deutlich geringere Anzahl von Umschaltungen stattfand, diese Anzahl jedoch etwas höher lag als unter „NS.SCRs + Herzrate“, so dass man davon ausgehen kann, dass der Gain-Faktor in Gestalt dieser Regelungskombination günstiger gewählt war.

Eine weitere Möglichkeit zur Beeinflussung der Stabilität eines geschlossenen Regelkreises besteht in der feineren Abstufung der Stellgröße, um so die stoßartige Veränderung der Stellenergie zu vermeiden, wie sie bei einer Zweipunkt-Regelung auftritt (siehe Abschnitt 1.8.1). Im vorliegenden Experiment waren dies die Turbulenzstärken des LAS 5.0-Flugsimulators, deren Abstufung im Vorfeld der Untersuchung methodisch abgesichert wurde, wie es Experiment 2 belegt. Die Auswahl von vier aus insgesamt sechs verschiedenen Abstufungen kann somit als hinreichend differenzierend betrachtet werden.

Um die Stabilität des zu regelnden Systems aufrechtzuerhalten, gibt es zahlreiche mathematische Verfahren zur modellhaften Bestimmung der Regelkreisstabilität mit Hilfe von Übertragungsfunktionen und bestimmten Eingangsgrößen. Das würde

allerdings voraussetzen, dass für jeden Probanden im Hinblick auf seine physiologischen Daten ein individueller Regelalgorithmus berechnet werden müsste, um Stabilität zu gewährleisten. Einen allgemeingültigen Regelkreis könnte es demzufolge gar nicht geben, womit eine praktische Anwendbarkeit erschwert würde. Physiologische Reaktionen können nicht mit dem Verhalten einer Maschine verglichen werden, die in der Regel vorhersehbar arbeitet. Das ist letzten Endes Voraussetzung, um überhaupt einen Regelkreis mathematisch modellieren zu können. In der vorliegenden Arbeit erfolgte eine individuelle Anpassung des jeweiligen Regelalgorithmus über die Bestimmung von Sollwerten aus mehreren Baseline-Messungen, was für die messungsbasierte Herangehensweise bei der Implementierung adaptiver Automatisierungsstrategien gegenüber einer rein modellbasierten Vorgehensweise spricht (vgl. Inagaki, 2003a). Die Vorteile psychophysiologischer Messungen wurden bereits in Abschnitt 1.6.1 dargelegt.

4.5.7.2 Sollwert-Ermittlung

Bei der Sollwert-Ermittlung kann es passieren, dass aufgabenfremde Einflüsse (z. B. emotionale Zustände oder Tagesform) die Sollwert-Berechnung verfälschen. In ihrer „*reversal theory*“ weisen Apter und Svebak (1989) darauf hin, dass es hinsichtlich der Aktiviertheit Phasen gibt, in denen eine Person entweder geringe Aktiviertheit bevorzugt oder aber aktivierende Situationen aufsucht, um ein Erregungsoptimum zu erreichen (siehe Abschnitt 1.4.3.6). Daher wurden im dritten Experiment mehrere Baseline-Messungen durchgeführt und vor jedem Untersuchungsblock neu erhoben, um solchen Verzerrungen zu begegnen. Eine Weiterführung dieser Vorgehensweise wäre die Erhebung von Baselinewerten an unterschiedlichen Tagen im Interesse einer genaueren Kalibrierung. Allerdings ist hierbei die Praktikabilität zu hinterfragen, denn viele Probanden sind gegenüber Experimenten, die sich über mehrere Termine erstrecken, aufgrund des zeitlichen Aufwandes eher abgeneigt. Selbst wenn dies gelänge, wäre eine vollständige Eliminierung experimentfremder Einflüsse nicht unbedingt garantiert.

Ein weiteres Problem liegt in der Frage, ob der Algorithmus genau dann eine Variation der Anforderungshöhe (hier Turbulenzen) veranlassen soll, wenn der Sollwert unmittelbar über- bzw. unterschritten wird. Ein weiterführender Gedanke wäre hier die Einführung eines Toleranzbereiches um den Sollwert herum in Gestalt eines oberen und

unteren Schwellenwertes (Hysterese, siehe Abschnitt 1.8.1). Ebenso wie in der Messtechnik Toleranzen zulässig sind, so werden auch bei einer Regelungsaufgabe Abweichungen in festgelegten Grenzen zugelassen (vgl. Kaspers et al., 1994). Hierzu könnte man im konkreten Fall bei der Mittelung der Baseline-Messungen eines Probanden als weiteres Maß die Standardabweichung des arithmetischen Mittels heranziehen, die dann einen oberen und unteren Wert definiert. Einen ähnlichen Ansatz wählten bereits Prinzel et al. (2003) in Verbindung mit der HRV (siehe Abschnitt 1.8.2.1). Auf diese Weise kann man ebenfalls einer zu hohen Verstärkung innerhalb eines geschlossenen Regelkreises entgegenwirken (siehe Abschnitt 4.5.7.1).

Auf Probleme bei der Sollwert-Definition als wichtigem Kriterium für eine erfolgreiche Regelung mittels adaptiver Automatisierung verweisen auch De Waard und Mulder (2006) in ihrer Untersuchung mit Laien, die für die Aufgaben eines Krankentransportdisponenten trainiert wurden (siehe Abschnitt 1.8.2.4), wobei das Schwellenkriterium für eine adaptive Umschaltung offensichtlich zu hoch angesetzt wurde (Blutdruckänderung von mindestens 10 mmHg), so dass kaum ein Proband diese Schwelle erreichen konnte und somit eine Regelung ausblieb. Was im Vergleich zu den bisherigen Studien der NASA auffällt, ist die verwendete Bedienoberfläche. Die in Abschnitt 1.8.2.1 detailliert geschilderten Studien und Folgestudien bezogen sich fast ausschließlich auf die MATB, welche allerdings vom Instrumentarium eines Flugsimulators, der zur Pilotenausbildung eingesetzt wird (wie z. B. die in dieser Dissertation verwendete LAS 5.0-Software), nur einen kleinen Ausschnitt verwendet und damit sehr konstruiert wirkt, was die Frage der Realitätsbezogenheit aufwirft. Diese Vereinfachung hat durchaus Auswirkungen auf den Bediener im Sinne einer gewissen Berechenbarkeit und Künstlichkeit. Die von De Waard und Mulder (2006) verwendete Software zur Koordination von Krankentransporteinsätzen war ein realistisches Abbild der Bedienoberfläche, die von Disponenten im Alltag tatsächlich verwendet wird. Dieser Aspekt der Realitätsbezogenheit könnte durchaus dazu beigetragen haben, dass die Ergebnisse in der vorliegenden Arbeit sowie bei De Waard und Mulder (2006) nicht derart erwartungskonform waren, wie es bei den NASA-Studien der Fall war, die fast ausnahmslos belegen konnten, dass adaptive Automatisierung anhand eines physiologischen Index (EEG-Engagement-Index) stets einer Kontrollbedingung signifikant überlegen war. Bisher hat die NASA keine andere Benutzeroberfläche als die MATB verwendet, welche auch in Untersuchungen außerhalb der NASA (z. B. bei Fairclough,

Venables & Tattersall, 2005b) zum Einsatz kam. Hier wäre es interessant zu erfahren, ob die bisher erwartungskonformen NASA-Befunde auch bei Anwendung anderer Bedienoberflächen aufrechterhalten werden können, um damit eine gewisse Übertragbarkeit bzw. einen Realitätsbezug zu begründen. Sowohl Roever (1977) als auch Dipboye und Flanagan (1979) hoben bereits die Notwendigkeit hervor, integrative bzw. multiple Forschungsstrategien sowohl in Labor- als auch Felduntersuchungen zur Anwendung zu bringen, um sowohl eine interne Validität (Hat die unabhängige Variable tatsächlich die Veränderung einer abhängigen Variable bewirkt?) als auch externe Validität im Sinne einer Generalisierbarkeit von Forschungsbefunden zu erzielen (vgl. Konzept aufeinanderbezogener Labor- und Felduntersuchungen; Boucsein, 1991).

4.5.7.3 *Gewählte physiologische Maße*

Wie die Ergebnisse des dritten Experiments zeigen, konnte mit der Kopplung der NS.SCRs und der HRV im Ansatz ein stabiler Regelkreis mit adaptiver Automatisierung erzeugt werden. Eine Verfeinerung bestünde in der Gewichtung der beteiligten Parameter, was z. B. mittels regressionsanalytischer Verfahren erfolgen könnte (vgl. Fairclough, Venables & Tattersall, 2005b). Dies müsste allerdings für jeden Teilnehmer individuell erfolgen, da es Inagaki (2003a, 2005) zufolge nicht den Durchschnitts-Algorithmus gibt, der allen Bedienern gerecht werden kann.

Die Artefakt-Bereinigung physiologischer Daten bei der Online-Parametrisierung stellt nach wie vor ein Problem dar (was auch andere Forschergruppen bestätigen, die sich für adaptive Automatisierung interessieren). Gerade in Phasen längerer Untätigkeit kann Langeweile entstehen, welche Probanden versuchen, bewusst oder unbewusst durch Bewegungen zu kompensieren. Im Falle der elektrodermalen Aktivität können Artefakteinstreuungen durch Handbewegungen oder tiefes Atmen erzeugt werden (vgl. Boucsein, 1992). Bei der Durchsicht existierender Literatur sind bislang keine Befunde bzw. Methoden bekannt, welche zur Online-Artefaktkontrolle eingesetzt werden können, selbst nicht vom NASA Ames Research Center, welches sich nun seit mehr als zehn Jahren mit adaptiver Automatisierung anhand psychophysiologischer Daten auseinandersetzt. Allerdings forscht die NASA seit kurzem an der sog. „*nanoscale biosensor*“-Technologie, die bereits in Abschnitt 1.8.2.3 erwähnt wurde (Pope & Palsson, 2002). Wenn es in der Tat gelingen sollte, interne physiologische Prozesse in

Echtzeit aufzuzeichnen und noch online für ein Feedback auszuwerten, könnten diese intrasomatischen Signale anstelle von herkömmlichen Körperoberfläche-Ableitungen verwendet werden, was möglicherweise auch mit einer Reduzierung von Artefakteinflüssen einherginge, die sich online kaum eliminieren lassen. Ein indirekter Weg zur Milderung von Artefakteinflüssen bei fehlender Möglichkeit zur Bereinigung wurde in der vorliegenden Arbeit dahingehend besprochen, dass bestimmte Maße gekoppelt wurden, d. h., gelangten die NS.SCRs durch Bewegungen über den Sollwert, wurde nicht sofort geregelt, da noch ein weiteres Maß zur Regelung in den Regelkreislauf eingebaut war (Herzrate bzw. HRV). Erst wenn beide Maße vom Sollwert in die entsprechende Richtung abwichen, wurde eine Umschaltung der Turbulenzen vorgenommen. Besonders gut gelang dies mit der Kombination „NS.SCRs + HRV“, unter der Turbulenzumschaltungen nur dann initiiert wurden, wenn beide Kennwerte in gegensinniger Richtung von ihren jeweiligen Sollwerten abwichen (z. B. eine Abnahme der NS.SCRs und eine Zunahme der HRV bei Untererregung). D. h., bei einer z. B. durch tiefes Atmen erzeugten Zunahme sowohl von NS.SCRs als auch der HRV erfolgte keine Änderung der Anforderungshöhe, da dies den Prämissen zuwiderlief und ein Artefakt darstellte. Zudem wurde im Falle der EDA-Parametrisierung ein Amplitudenkriterium definiert ($0,01 \mu\text{S}$), das ebenfalls die Auswahl elektrodermalen Reaktionen beeinflusste. Die signifikante Differenzierung der Experimental- und Yoked-Control-Probanden anhand der Soll-Ist-Differenzwerte der NS.SCRs mit dem Regelungsalgorithmus „NS.SCRs + HRV“ legt nahe, dass Artefakten in der geregelten Bedingung entgegengewirkt werden konnte.

4.5.7.4 Bildung von Experimental- und Kontrollgruppen

Was die Paarbildung von Experimental- und Yoked-Control-Probanden betrifft, hätten streng genommen Paarlinge mit vergleichbaren Soll-Ausgangswerten gebildet werden müssen, was man aber erst *a posteriori* wissen kann. Ein Auswahlalgorithmus hätte im Anschluss an die Sollwert-Bestimmung zwar eine solche Passung vornehmen können. Wäre keine Passung zweier Probanden möglich gewesen, hätte dieser Algorithmus die Meldung „Keine Passung möglich“ ausgegeben. In Untersuchungen wird stets versucht, so viele Parameter wie möglich zu kontrollieren, was aber gleichzeitig die Durchführbarkeit erheblich erschweren kann bzw. es werden wesentlich mehr Vpn benötigt, um eine Aussage treffen zu können. Im dritten Experiment wurden – wie auch bereits in den ersten beiden Untersuchungen – folgende Faktoren kontrolliert:

- (1) *Alter*: Alle Vpn waren zwischen 18 und 40 Jahren alt, da in diesem Altersbereich die geringsten neurologischen Veränderungen erwartet werden (siehe hierzu Dustman, Emmerson, & Shearer, 1990a; Kausler, 1991; Rist, 1998).
- (2) *Gesundheit*: Keine der Vpn wies kardiovaskuläre bzw. neurologische Erkrankungen auf oder stand unter Einfluss psychoaktiver Substanzen.
- (3) *Geschlecht*: Männer und Frauen waren zahlenmäßig gleichmäßig vertreten.
- (4) *Paarbildung*: Es wurden immer nur zwei Männer bzw. zwei Frauen gepaart, um etwaige Geschlechtseinflüsse auf physiologische Maße zu kontrollieren.
- (5) *Reihenfolge der Darbietung*: Es wurde sichergestellt, dass die Abfolge der Experimentalblöcke mit unterschiedlichen physiologischen Parameterkombinationen nach Lateinischem Quadrat permutiert war, um Reihenfolgeeffekte auszuschließen.

Der Faktor Tageszeit ging nicht als Kontrollvariable ein, da Experiment 1 zeigen konnte, dass die Tageszeit wider Erwarten keinen signifikanten Einfluss auf die physiologischen Reaktionen hatte. Daher wurde dieser Faktor aus praktischen Gründen weggelassen, zumal er die Anwerbung von Vpn zusätzlich erschwert hätte (was in Experiment 1 der Fall war, da zur Verfügung stehende Labortermine häufig nicht in die Terminplanung von Probanden passten).

Freeman et al. (1999) verwendeten in ihrer Untersuchung zwei Versuchsbedingungen: Positives und negatives Feedback. Allerdings merken sie selbst an, dass sie, ähnlich wie Pope et al. (1995), keine Kontrollgruppe im Versuchsdesign berücksichtigt hatten. Sie begründeten dies mit der Argumentationsweise von Byrne und Parasuraman (1996; zit. nach Freeman et al., 1999), denen zufolge es angebracht sei, eine negative Feedback-Bedingung stets mit der positiven Feedback-Bedingung zu vergleichen (was aber im Hinblick auf die Definition eines geschlossenen Regelkreises eine fragwürdige Vorgehensweise darstellt). Unter der ersten Bedingung erhält man einen stabilen Regelkreis, unter der zweiten hingegen wird das System instabil (wobei an dieser Stelle nochmals betont werden muss, dass ein geschlossener Regelkreis per Definition stets eine negative Rückkopplung aufweist; vgl. Abschnitt 1.8.1). Als mögliche Alternative führten Freeman et al. (1999) die Verwendung einer Yoked-Control-Gruppe als nichtgeregelte Kontrollbedingung an, die dieselbe Abfolge von Umschaltungen erfährt wie die geregelte Gruppe. Genau dies wurde auch in der dritten Untersuchung der vorliegenden Arbeit gemacht.

4.5.7.5 *Statistische Auswertung*

Wie mehrfach in den Ergebnissen hingewiesen wurde, zeigten sich teilweise hohe Streuungen der mittleren Differenzwerte für die einzelnen physiologischen Parameter, vor allem in der Yoked-Control-Gruppe, was dazu führte, dass sich signifikante Gruppenunterschiede varianzanalytisch nur punktuell nachweisen ließen. Eine Alternative wären einzelne Vergleiche für jede Vpn-Paarung aus Experimental- und Yoked-Control-Bedingung mittels einzelner t-Tests gewesen, womit sich jedoch das Problem der Verallgemeinerung der Ergebnisse von der Stichprobe auf die Population ergeben hätte, ganz zu schweigen von der Notwendigkeit einer Alpha-Adjustierung der Irrtumswahrscheinlichkeit. Anhand der varianzanalytischen Gruppenvergleiche konnten zumindest stellenweise signifikante Unterschiede aufgezeigt werden, die in die erwartete Richtung wiesen.

Bei Betrachtung der vorstehend diskutierten Aspekte stellt sich unweigerlich die Frage, wie derart im Labor konstruierte Versuchsanordnungen in Verbindung mit adaptiver Automatisierung überhaupt auf reale Feldbedingungen übertragbar sind. Darauf geht der nachfolgende Abschnitt im Sinne einer zusammenfassenden Diskussion näher ein.

5. Zusammenfassende Diskussion

5.1.1 Rückblick

Ausgangspunkt der vorliegenden Dissertation war die Entwicklung der Automatisierung, insbesondere im Flugbereich, und die daraus resultierenden Probleme in Verbindung mit hochautomatisierten Cockpits. Im Besonderen wurden hierbei die Aspekte des Pilotenfehlers, der Automatisierungsüberraschungen (*automation surprises*), mangelnden Situationsbewusstseins, der Unbekümmertheit (*self-complacency*) und der Peripheralisierung des Systembedieners als Folgen einer technikzentrierten Mensch-Maschine-Konzeption beleuchtet, welche die Gefahren von Fehlbeanspruchung im Sinne längerandauernder Unterforderung unter Vollautomatisierung, gefolgt von plötzlich einsetzender Überforderung bei Systemausfällen in sich birgt (siehe Abschnitt 1.3). Daraus entwickelte sich der Gedanke eines personenzentrierten Mensch-Maschine-Interaktion-Ansatzes mit dem Ziel der Beanspruchungsanpassung und Aufrechterhaltung der Vigilanz, da der Pilot letzten Endes derjenige ist, der im hochautomatisierten Cockpit die Verantwortung für Flugzeug, Passagiere und Bordcrew zu tragen hat. Ein solcher Ansatz findet sich in der adaptiven Automatisierung wieder, der auf Untersuchungen zum Biofeedback und zur Selbstregulierung basiert. Aufgrund der Echtzeiterfassung psychophysiologischer Maße werden hierbei unter Berücksichtigung eines individuellen Ausgangswertes (Soll- oder Referenzwert) Phasen sowohl von Unter- als auch Überforderung, gemessen am physiologischen Aktivierungsgrad, identifiziert und entsprechend Systemänderungen initiiert, die darauf abzielen, den Bediener bei Überforderung Aufgaben abzunehmen und bei Unterforderung verstärkt zuzuweisen. Voraussetzung hierfür ist ein geschlossenes Regelkreissystem mit negativer Feedbackschleife, in der physiologische Daten kontinuierlich in Echtzeit erfasst, unmittelbar parametrisiert und an das kontrollierende System zurückgemeldet werden, um bei Soll-Ist-Abweichungen Maßnahmen zu ergreifen, die dieser Diskrepanz im Interesse einer Regelkreisstabilität entgegenwirken.

Im ersten Experiment der vorliegenden Untersuchungen ist es gelungen, aufgrund varianzanalytischer Vergleiche peripherphysiologische Kennwerte herauszugreifen, welche die Eignung zur Implementierung in einem solchen geschlossenen Regelkreis zeigten. Entscheidendes Kriterium der Auswahl war die Differenzierungsfähigkeit

dieser Parameter über verschiedene Flugsegmente einer authentischen Flugaufgabe, die darauf abzielten, die Beanspruchung des „Piloten“ zu variieren, was auch längere Phasen der passiven Überwachung, vergleichbar mit dem Autopilotmodus bei Langstreckenflügen, zur Induzierung von Hypovigilanz beinhaltete. Hierbei zeigte sich, dass sowohl die Kennwerte der elektrodermalen Aktivität (Anzahl der NS.SCRs und deren Summenamplitude) als auch die Herzrate hierfür in Betracht kamen. Die Eignung der NS.SCRs zur Beanspruchungsdifferenzierung deckte sich mit Befunden zur Schläfrigkeit bei Nishimura und Nagumo (1985) sowie Yamamoto und Isshiki (1992) bzw. Isshiki und Yamamoto (1994) sowie Wright und McGown (siehe Abschnitt 1.6.3.1). Der in Anlehnung an eine Reihe von NASA-Studien untersuchte Engagement-Index als Quotient aus verschiedenen EEG-Frequenzbändern zeigte eine grundsätzliche Unterscheidung zwischen aktiven (Nachjustierung von Instrumenten) und passiven Flugsegmenten (Instrumentenüberwachung). Da ein Anliegen jedoch darin bestand, die Befunde für spätere Felduntersuchungen nutzbar machen zu können, wurde der Schwerpunkt auf peripherphysiologische Variablen gelegt, da diese weniger störanfällig sind im Vergleich zu EEG-Ableitungen (wie es die bisher geringe Zahl von EEG-Felduntersuchungen belegt – siehe Abschnitte 1.6.2.2 und 1.6.2.3).

Zur methodischen Absicherung sowie Vermeidung der Probleme einer Zweipunkt-Regelung wurden die sechs Turbulenzstufen des verwendeten Flugsimulators LAS 5.0 mittels der AZA-Skala evaluiert, um so eine differenzierte Auswahl für den geplanten biokybernetischen Regelkreis treffen zu können. Die nach dieser Vorgehensweise ausgewählten Turbulenzstufen 0, 1, 3 und 5 gingen anschließend zur Regulierung der Anforderungshöhe in das dritte Experiment ein, in welchem drei Regelalgorithmen verglichen wurden, welche jeweils aus unterschiedlichen Kombinationen der aus Experiment 1 ausgewählten peripherphysiologischen Parameter bestanden (Anzahl der NS.SCRs, Herzrate, HRV). Anhand der varianzanalytisch ausgewerteten absoluten Soll-Ist-Abweichungen der jeweils interessierenden physiologischen Variablen konnte gezeigt werden, dass die Anzahl der NS.SCRs in Verknüpfung mit der HRV zum einen eine Differenzierung von einer geregelten und nicht-geregelten Yoked-Control-Gruppe anhand der Differenzwerte der NS.SCRs zuließ und zum anderen aufgrund einer geringeren Anzahl von Turbulenzumschaltungen eine höhere Regelkreisstabilität gewährleistete. Darüber hinaus ließ sich unter dieser Kombination auf deskriptiver Ebene im Ansatz ein mittelbarer Einfluss auf die Summenamplitude der NS.SCRs

zeigen, welche in keiner der drei Algorithmen für das adaptive System herangezogen wurde. In der geregelten Experimentalbedingung waren hier ebenfalls geringere Soll-Ist-Differenzen zu sehen. Die unter der Kombination „NS.SCRs + HRV“ untersuchten Soll-Ist-Abweichungen der Herzrate wiesen einen signifikanten Bedingungsseffekt auf in dem Sinne, dass Soll-Ist-Abweichungen der Herzrate in der geregelten Gruppe ebenfalls geringer waren als bei den Yoked-Control-Probanden, und das, obwohl die Herzrate unter dieser Konstellation nicht im Regelalgorithmus vertreten war. Diese Befunde sprechen für die Wirksamkeit eines biokybernetischen Regelkreises im Hinblick auf eine Beanspruchungsanpassung zur Aufrechterhaltung der Aufmerksamkeit.

5.1.2 Ausblick: Praktische Implikationen für die Anwendung der adaptiven Automatisierung im Feld

Da die im Rahmen dieser Arbeit durchgeführten Untersuchungen zur adaptiven Automatisierung, wie auch die NASA-Studien, alle unter Laborbedingungen stattfanden, stellt sich unweigerlich die Frage der Übertragbarkeit von Laborbefunden auf die reale Arbeitsumgebung (in diesem Falle das Flugzeug-Cockpit), in der adaptive Automatisierung letzten Endes zu Anwendung kommen soll. Häufigste Argumente gegen eine praktische Durchführbarkeit im Feld sind, wie im Verlauf dieser Arbeit mehrfach betont wurde, die Artefaktanfälligkeit von physiologischen Parametern sowie die mögliche Arbeitsbeeinträchtigung des Piloten durch psychophysiologische Messapparaturen am Körper (Inagaki, 2003a; Wright & McGown, 2001). Dem kann inzwischen entgegengehalten werden, dass es seit einiger Zeit tragbare Messvorrichtungen gibt, die auf kleinstem Raum über mehrere Kanäle physiologische Daten aufzeichnen, die dann nachträglich ausgewertet werden können (z. B. Vitaport oder Varioport). Datenverstärkung, Filterung, Signalaufzeichnung und -verarbeitung sind inzwischen ebenfalls mit tragbaren Systemen realisierbar. Neueste Geräte dieser Art können physiologische Daten sowohl in Echtzeit aufzeichnen als auch online parametrisieren, wie z.B. das NeXus-Biofeedback-Gerät, das über bis zu 32 Aufzeichnungskanäle und einen AD-Wandler verfügt und dank online-Parametrisierung physiologische Daten (sowohl peripherphysiologische als auch zentralnervöse Messungen) sofort an den Anwender zurückmelden kann (Hersteller: Mind Media B.V.). Das NeXus-Biofeedbackgerät arbeitet auch drahtlos mittels Bluetooth-Technologie. Karbon-Kabel mit aktiver Abschirmung verringern Artefakteinflüsse

infolge von Bewegungen und elektromagnetischen Störeinflüssen (was gerade in einem Flugzeug-Cockpit von Bedeutung ist, in dem das technische Equipment eine starke Abstrahlung aufweist, wodurch physiologische Aufzeichnungen im Feld – insbesondere EEG-Daten – unter Umständen unbrauchbar werden könnten). Des Weiteren können Daten ohne PC mittels „Flash Memory Recording“ über Steckkarten aufgezeichnet werden. Eine ähnliche Vorrichtung stellt auch das „Armband“ von Body Media dar. Bereits Graeber (1988) erwähnt ein solches Armband, das auf Langstreckenflügen drei physiologische Maße gleichzeitig erfassen kann mit einem Höchstmaß an Beeinträchtigungsfreiheit (Patent eingereicht von Lieberman, 1997; siehe Abschnitt 1.4.4.2). Noch eindrucksvoller sind die gerade einmal münzgroßen „*Small Autonomous Network Devices (SAND)*“ (Ouwerkerk, Pasveer & Engin, 2006). Diese Miniaturvorrichtungen könnten künftig auch physiologische Daten aufzeichnen, parametrisieren und per Funk übertragen. Zudem ließen sie sich unauffällig am Körper anbringen bzw. in die Kleidung einarbeiten (sog. *wearables* nach Mann, 1997 bzw. *affective wearables* nach Picard & Healey, 1997), was vor allem für den Aspekt der Beeinträchtigungsfreiheit während des Arbeitens spräche. Der Pilot würde nicht durch Kabel behindert, d. h., er könnte zwischenzeitlich sogar seinen Platz verlassen, ohne dass die physiologische Datenaufzeichnung unterbrochen werden müsste. Somit gewinnt der Aspekt der ambulanten Erfassung und Auswertung physiologischer Daten zunehmend an Bedeutung und könnte so direkte Feldversuche ermöglichen mit dem Ziel, die erfassten physiologischen Daten im Interesse einer Beanspruchungsanpassung und Aufrechterhaltung der Vigilanz an den Bediener zurückzumelden, was einer Selbstregulierung gleichkommt (vgl. Kellar et al., 1993; siehe Abschnitt 1.8.2.3).

In ähnlicher Weise haben Gerasimov, Selker und Bender (2002) sog. „*extremity-computing devices*“ zur drahtlosen Datenübermittlung vorgestellt, die es erlauben, über Sensoren erfasste physiologische Daten auf einen Palmtop, Notebook, PC oder sogar auf einem Mobiltelefon in Echtzeit zu empfangen. Ein Anwendungsbeispiel ist der „*hand-held doctor (HHD)*“, der die Herzrate, Atmung, Körpertemperatur und sogar elektrodermale Aktivität erfassen kann, um diese Parameter z. B., wie beim Biofeedback, an den Anwender zurückzumelden. Zur Ableitung der elektrodermalen Aktivität werden Fingermanschetten (*cuffs*) mit dem HHD verbunden, welcher einen Hochimpedanz-Überbrückungswiderstand (ähnlich einem EDA-Koppler) enthält. Auf diese Weise zeichnet der HHD die EDA-Daten mittels des Konstantspannungsverfahrens auf,

digitalisiert diese und sendet sie anschließend drahtlos an einen Computer zur weiteren Auswertung (persönliche Mitteilung von V. Gerasimov auf Anfrage). Es ist denkbar, dass eine solche Vorrichtung auch in Verbindung mit adaptiver Automatisierung nutzbar gemacht werden könnte.

Des Weiteren gibt es seit neuestem „trockene“ Elektroden und körperferne Messvorrichtungen, mit denen physiologische Daten mit größerer Beeinträchtigungsfreiheit erfassbar sind. Sie können sogar in die Berufskleidung eingearbeitet werden, so dass der Träger davon nichts spürt, was zu einer größeren Akzeptanz bei den Beschäftigten führt (Wilson, 2002). Darüber hinaus erwähnt Satchell (1993) die Anwendung elektrodenfreier Messmethoden. Beispielsweise lassen sich unter konstanten Temperaturbedingungen Schweißexkretionsmuster während einer Simulation aufzeichnen. Die Schweißdrüsenexkretion als Bestandteil des thermoregulatorischen und Erregungsnetzwerkes weist Übereinstimmungen mit Veränderungen der Herzrate während unterschiedlicher Flugphasen auf.

Die technischen Voraussetzungen für realitätsbezogene Erhebungen psychophysiologischer Daten im Feld haben sich demzufolge derart weiterentwickelt, dass es künftig möglich sein wird, Beschäftigte in ihrer unmittelbaren Arbeitsumgebung zu untersuchen. Aufgrund drahtloser Übertragungstechniken (z. B. Bluetooth-Technologie) wird es nicht mehr erforderlich sein, dass Proband und Untersucher in direkten Kontakt treten müssen, außer für die Vorbereitung des Probanden zur Ableitung der physiologischen Maße. Damit ließen sich auch mögliche Einflüsse im Hinblick auf Versuchsleiter-Effekte eliminieren, da der Beschäftigte wie üblich seiner Arbeit nachgehen könnte, ohne durch die Anwesenheit eines Untersuchers beeinträchtigt zu werden.

6. Zusammenfassung

Ziel der adaptiven Automatisierung ist es, den Automatisierungsgrad eines Systems dynamisch zu variieren, um so eine Beanspruchungsanpassung und damit Aufrechterhaltung der Aufmerksamkeit zu erreichen. Im Falle von Untererregung (Hypovigilanz) wird der Automatisierungsgrad reduziert und bei Überlastung entsprechend erhöht. Gegenstand der vorliegenden Dissertation war die Überprüfung psychophysiologischer Variablen auf ihre Eignung zur Entwicklung eines geschlossenen Regelkreises mit adaptiver Automatisierung am Beispiel einer Flugsimulationsaufgabe mit anschließender Anwendung in einem solchen Regelkreis.

In Experiment 1 wurde eine authentische Flugaufgabe am Flugsimulator LAS 5.0 mit neun Hauptmissionen unterschiedlicher Dauer durchgeführt, welche wiederum in 27 Segmente von je zwei Minuten aufgeteilt waren. Zur Erfassung von Veränderungen hinsichtlich der Beanspruchung und Vigilanz der Teilnehmer wurden als peripher-physiologische Maße die elektrodermale Aktivität (NS.SCRs und Summenamplitude), kardiovaskuläre Parameter (Herzrate, HRV) und die Atemfrequenz erfasst. Ergänzend wurde anhand einer 73-Kanal-EEG-Ableitung die hirnelektrische Spontanaktivität aufgezeichnet und mittels Fast-Fourier-Transformation (FFT) die Frequenzbänder Theta, Alpha und Beta ermittelt, welche anschließend zum sog. Engagement-Index ($\text{Beta}/[\text{Alpha}+\text{Theta}]$) in einem Quotienten zusammengefasst wurden. Die varianzanalytische Auswertung konnte zeigen, dass die elektrodermalen Parameter, insbesondere die Anzahl der NS.SCRs, zwischen Flugabschnitten aktiven Handelns (Nachjustierung von Instrumenten, Kurvenmanöver) und Sequenzen passiven Überwachens (*scanning*) zu differenzieren vermochten. Anhand der Anzahl der NS.SCRs war es auch möglich, verschiedene aktive Manöver zu unterscheiden, wobei männliche Probanden über die Flugsegmente hinweg höhere Werte in den elektrodermalen Kennwerten aufwiesen als die weiblichen Probanden. Die Herzrate erwies sich ebenfalls als geeignet, aktive von passiven Flugabschnitten zu trennen, wobei eine feinere Differenzierung nicht gegeben war. Ein ähnliches Ergebnis zeigte sich auch für den EEG-Engagement-Index. Für die Parameter der HRV und der Atemfrequenz ergaben sich z. T. widersprüchliche Befunde, wobei die HRV in den beanspruchenden Sequenzen der Kurvenmanöver wider Erwarten zunahm, was gleichzeitig mit einer deutlich reduzierten Atemfrequenz einherging. Dieser Befund legt nahe, dass diese beiden Maße konfundiert waren im

Sinne einer Beeinflussung der HRV durch die gegenüber anderen Flugabschnitten nahezu halbierte Atemfrequenz mit der Folge einer HRV-Zunahme, was mit Untersuchungen übereinstimmt, bei denen es im 0,1-Hz-Band der HRV bei einer Atemtätigkeit gleicher Frequenz ebenfalls zu einer HRV-Zunahme kam (z. B. Veltman & Gaillard, 1998).

In Experiment 2 wurden in Vorbereitung auf die Entwicklung eines biokybernetischen Regelkreises die sechs Turbulenzstärken des LAS 5.0-Flugsimulators anhand der Skala zur Allgemeinen Zentralen Aktiviertheit (AZA; Bartenwerfer, 1969) evaluiert, um diejenigen Stufen herauszugreifen, welche hinsichtlich des Aktiviertheitsgrades am ehesten zu differenzieren vermochten. Hierbei durchflogen die Probanden alle sechs Stufen von je 2 min Dauer in permutierter Reihenfolge (Lateinisches Quadrat). Für jede Stufe nahmen sie eine Einschätzung der erlebten Aktivierung auf der AZA-Skala vor. Anhand der erfassten Urteile war eine Differenzierung der Aktiviertheitsgrade mit den Turbulenzstufen 0, 1, 3 und 5 möglich.

In Experiment 3 erfolgte die Integration der Ergebnisse aus den beiden vorangegangenen Untersuchungen mit dem Ziel, Regelungsalgorithmen zu entwickeln, welche in Abhängigkeit von der physiologischen Aktiviertheit eines Probanden die Turbulenzstärke (Anforderungshöhe) des zu bedienenden Flugsimulators adaptiv variieren sollten. Ziel war es hierbei, die Abweichungen der physiologischen Indikatoren von einem zuvor definierten individuellen Sollwert möglichst gering zu halten im Interesse einer Beanspruchungsanpassung und damit Aufrechterhaltung der Vigilanz. Aus den in Experiment 1 untersuchten Kennwerten wurde die Anzahl der NS.SCRs, die Herzrate und die HRV herangezogen, um drei Regelungskonstellationen zur adaptiven Automatisierung zu untersuchen: NS.SCRs allein, NS.SCRs in Verbindung mit der Herzrate sowie NS.SCRs in Verknüpfung mit der HRV. Ergänzend wurden auch die Summenamplitude der NS.SCRs sowie die Atemfrequenz bestimmt, um etwaige mittelbare Einflüsse der Regelungskombinationen auf diese Maße zu untersuchen. Anhand von vier Baselinemessungen (zwei unter Ruhe, zwei unter maximaler Turbulenzstärke) wurden für jede dieser Regelungskombinationen und die darin einbezogenen psychophysiologischen Variablen die arithmetischen Mittel als Sollwerte bestimmt. Jeder der drei Untersuchungsblöcke umfasste zehn Messstrecken von je zwei Minuten Dauer, wobei ein Kontrollrechner alle zwei Minuten einen Soll-Ist-Vergleich

durchführte, um entsprechend der Abweichung die Turbulenzstärke hinauf- bzw. herabzusetzen. Zum Vergleich wurden zwei Versuchsbedingungen gegenübergestellt: Bei der geregelten Gruppe erfolgte die Umschaltung der Turbulenzen in Abhängigkeit von den physiologischen Reaktionen, wohingegen die sog. Yoked-Control-Probanden das identische Turbulenzabfolgemuster eines Gegenstücks der Experimentalbedingung ohne Berücksichtigung ihrer physiologischen Reaktionen durchflogen. Es wurde erwartet, dass unter der geregelten Experimentalbedingung kleinere Soll-Ist-Abweichungen entstehen als in der Yoked-Control-Bedingung.

Die varianzanalytische Auswertung der Soll-Ist-Abweichungswerte zeigte im Falle der Regelungskonstellation „NS.SCRs + HRV“ eine signifikante Differenzierung zwischen den beiden Versuchsbedingungen anhand der Soll-Ist-Differenzwerte der NS.SCRs, wobei sich die geregelten Probanden vor allem in den letzten fünf Messstrecken näher an ihrem individuellen Sollwert bewegten als die Yoked-Control-Probanden, welche zunehmend von ihrem Sollwert abdrifteten. Für die Soll-Ist-Abweichungen der Herzrate, welche nicht in der Regelungskombination „NS.SCRs und HRV“ enthalten war, zeigte sich ebenfalls ein signifikanter Bedingungseffekt, wobei geregelte Experimental-Probanden gegenüber Yoked-Control-Vpn geringere Soll-Ist-Differenzen aufwiesen. Gleichzeitig war, bezogen auf die geregelte Experimentalgruppe, eine hochsignifikant geringere Anzahl von Turbulenzumschaltungen für diese Regelungskombination im Vergleich zur alleinigen Regelung nach NS.SCRs zu beobachten. Für die beiden anderen Regelungskombinationen „NS.SCRs“ sowie „NS.SCRs und Herzrate“ war eine derartige Differenzierung zwischen den beiden Versuchsbedingungen nicht gegeben, was für eine bessere Regelgüte der Kombination „NS.SCRs und HRV“ spricht, welche zudem aufgrund des gegensinnigen Verhaltens dieser beiden Parameter als Möglichkeit einer mittelbaren Artefaktkontrolle angesehen werden kann, welche bei der Online-Parametrisierung physiologischer Daten im Allgemeinen kaum möglich ist.

7. Literatur

- Aasman, J., Mulder, G. & Mulder, L. J. M. (1987). Operator effort and the measurement of heart rate variability. *Human Factors*, 29, 161-170.
- Abarbanel, A. (1999). The neuronal underpinnings of neurofeedback training. In J. R. Evans & A. Abarbanel (Eds.), *Introduction to quantitative EEG and neurofeedback* (pp. 311-340). San Diego, CA: Academic Press.
- Adler, P. (1986). New technologies, new skills. *California Management Review*, 29, 9-28.
- Althaus, M., Mulder, L. J. M., Mulder, G., Van Roon, A. M. & Minderaa, R. B. (1998). Influence of respiratory activity on the cardiac response pattern to mental effort. *Psychophysiology*, 35, 420-430.
- Amalberti, R. & Sarter, N. B. (2000). Cognitive engineering in the aviation domain – opportunities and challenges. In N. B. Sarter & R. Amalberti (Eds.), *Cognitive engineering in the aviation domain* (pp. 1-9). Mahwah, N. J.: Lawrence Erlbaum Associates.
- Anderson, J. R. (2001). *Kognitive Psychologie*. Heidelberg: Spektrum Akademischer Verlag.
- Andre, A. & Degani, A. (1997). Do you know what mode you're in? An analysis of mode error in everyday things. In M. Mouloua & J. M. Koonce (Eds.), *Human-automation interaction: Research and practice*. Mahwah, N. J.: Lawrence Erlbaum Associates.
- Andreassi, J. L. (1995). Mental activity and electrodermal phenomena. In J. L. Andreassi (Ed.), *Psychophysiology: Human behavior and physiological response* (pp. 175-180). Hillsdale: Lawrence Erlbaum Associates.
- Angelone, A. & Coulter, N. A. (1964). Respiratory sinus arrhythmia: A frequency dependent phenomenon. *Journal of Applied Physiology*, 19, 479-482.
- Apter, M. J. & Svebak, S. (1989). Stress from the reversal theory perspective. In C. D. Spielberger, I. G. Sarason & J. Strelau (Eds.), *Stress and anxiety* (Vol. 12, pp. 39-52). New York: Hemisphere Publishing Corporation.
- Archer, R. D. & Lockett, J. F. (1997). WinCrew – a tool for analyzing performance, mental workload and function allocation among operators. In E. Fallon, L. Bannon & J. McCarthy (Eds.), *Proceedings of the First International Conference on Allocation of Functions* (ALLFN '97, Vol. II, pp. 157-165). Louisville: IEA Press.
- Åström, K. J. (1996). Adaptive control around 1960. *IEEE Control Systems Magazine*, 16, 44-49.
- Backs, R. W. (1995). Going beyond heart rate: Modes of autonomic control in the cardiovascular assessment of mental workload. *The International Journal of Aviation Psychology*, 5, 25-48.

- Backs, R. W. (1997). Psychophysiological aspects of selective and divided attention during continuous manual tracking. *Acta Psychologica*, 96, 167-191.
- Backs, R. W., Ryan, A. M. & Wilson, G. F. (1994). Psychophysiological measures of workload during continuous and manual performance. *Human Factors*, 36, 514-531.
- Backs, R. W. & Seljos, K. A. (1994). Metabolic and cardiorespiratory measures of mental effort: The effects of level of difficulty in a working memory task. *International Journal of Psychophysiology*, 16, 57-68.
- Bailey, R. W. (1982). *Human performance engineering: A guide for system designers*. Englewood Cliffs: Prentice Hall.
- Bainbridge, L. (1983). Ironies of automation. *Automatica*, 19, 775-779.
- Bamberg, U. (2002). Normung zur psychischen Belastung – aus Sicht der Arbeitnehmer. *DIN-Mitteilungen*, 81, 529-533.
- Banks, S. B. & Lizza, C. S. (1991). Pilot's Associate: A cooperative, knowledge-based system application. *IEEE Expert*, 6, 18-29.
- Bartenwerfer, H. (1969). Einige praktische Konsequenzen aus der Aktivierungstheorie. *Zeitschrift für experimentelle und angewandte Psychologie*, 16, 195-222.
- Bartlett, F. C. (1943). Fatigue following highly skilled work. *Proceedings of the Royal Society of Britain*, 131, 247-254.
- Beatty, J. (1982). Task-evoked pupillary responses, processing load and the structure of processing resources. *Psychological Bulletin*, 91, 276-292.
- Beech, E. (1991). Caught napping. *Flight International*, 140, 30-31.
- Beere, K. (2005). *The bluffer's guide to the flight deck*. London: Oval Books.
- Beidel, D. C., Turner, S. M. & Dancu, C. V. (1985). Physiological, cognitive and behavioral aspects of social anxiety. *Behaviour Research and Therapy*, 23, 109-117.
- Berger, H. (1929). On the electroencephalogram of man. *Archives of Psychiatry and Nervous Diseases*, 87, 511-570.
- Bernard, C. (1865). *Introduction à l'étude de la médecine expérimentale*. Paris: Baillière.
- Berrichi, H., Tibergé, M. & Arbus, L. (1991). Détection de la vigilance: Enregistrement simultané des signaux E.E.G. et E.O.G. In M. Vallet (Ed.), *Le maintien de la vigilance dans les transports* (pp. 143-150). Caen: L'Institut National de Recherche sur les Transports et leur Sécurité.
- Bibian, S., Ries, C. R., Huzmezan, M. & Dumont, G. A. (2003). Clinical anesthesia and control engineering: Terminology, concepts and issues. *European Control Conference, Cambridge, UK, September 1-4, 2003* (Online-Dokument unter http://www.ece.ubc.ca/~huzmezan/docs/ECC03_ADD.pdf).
- Billah, K. Y. & Scanlan, R. H. (1991). Resonance, Tacoma Narrows bridge failure, and undergraduate physics textbooks. *American Journal of Physics*, 59, 118-124.

- Billings, C. E. (1991). Toward a human-centered aircraft automation philosophy. *The International Journal of Aviation Psychology, 1*, 261-270.
- Billings, C. E. (1997). *Aviation automation: The search for a human-centered approach*. Mahwah, N. J.: Lawrence Erlbaum Associates.
- Billings, C. E., Lauber, J. K., Funkhouser, H., Lyman, G. & Huff, E. M. (1976). *NASA aviation safety reporting system. Technical Memo No. TM-X-3445*. Moffett Field, CA: NASA Ames Research Center.
- Billings, C. E. & Woods, D. D. (1994). Concerns about adaptive automation in aviation systems. In M. Mouloua & R. Parasuraman (Eds.), *Human performance in automated systems: Current research and trends* (pp. 264-269). Hillsdale, N. J.: Lawrence Erlbaum Associates.
- Birbaumer, N., Rockstroh, B., Elbert, T., Wolf, P., Düchting-Röth, A., Reker, M., Daum, I., Lutzenberger, W. & Dichgans, J. (1994). Biofeedback of slow cortical potentials in epilepsy. In J. G. Carlson & A. R. Seifert (Eds.), *Clinical applied psychophysiology* (pp. 29-42). New York: Plenum Press.
- Bloch, V. & Bonvalkt, M. (1960). Le déclenchement des réponses électrodermales à partir du système réticulaire facilitateur. *Journal de Physiologie, 51*, 25-26.
- Bohlin, G. (1976). Delayed habituation of electrodermal orienting response as a function of increased level of arousal. *Psychophysiology, 13*, 345-351.
- Bolstad, C. A. & Endsley, M. R. (1991). *Situation awareness attribute data. Unpublished raw data*.
- Bolstad, C. A. & Hess, T. M. (2000). Situation awareness and aging. In M. R. Endsley & D. J. Garland (Eds.), *Situation awareness: Analysis and measurement* (pp. 277-302). Mahwah, N. J.: Lawrence Erlbaum Associates.
- Bonner, M. A. & Wilson, G. F. (2002). Heart rate measures of flight test and evaluation. *The International Journal of Aviation Psychology. Special issue: Flight psychophysiology, 12*, 63-77.
- Boucsein, W. (1991). Arbeitspsychologische Beanspruchungsforschung heute – eine Herausforderung an die Psychophysiology. *Psychologische Rundschau, 42*, 129-144.
- Boucsein, W. (1992). *Electrodermal activity*. New York: Plenum Press.
- Boucsein, W. (1993). Psychophysiology in the computer workplace – goals and methods. In P. Ullsperger (Ed.), *Psychophysiology of mental workload* (pp. 35-42). Berlin: Schriftenreihe der Bundesanstalt für Arbeitsmedizin, Sonderschrift 2.
- Boucsein, W. (2000a). The use of psychophysiology for evaluating stress-strain processes in human computer interaction. In R. W. Backs & W. Boucsein (Eds.), *Engineering psychophysiology. Issues and applications* (pp. 289-309). Mahwah, N. J.: Lawrence Erlbaum Associates.

- Boucsein, W. (2006). Psychophysiologische Methoden in der Ingenieurpsychologie. In B. Zimolong & U. Konradt (Eds.), *Enzyklopädie der Psychologie. Themenbereich D: Praxisgebiete, Serie III: Wirtschafts-, Organisations- und Arbeitspsychologie, Band 2: Ingenieurpsychologie* (pp. 317-358). Göttingen: Hogrefe.
- Boucsein, W. & Bacs, R. W. (2000). Engineering psychophysiology as a discipline: Historical and theoretical aspects. In R. W. Bacs & W. Boucsein (Eds.), *Engineering psychophysiology. Issues and applications* (pp. 3-30). Mahwah, N. J.: Lawrence Erlbaum Associates.
- Braune, R. (1987). Summary of the workshop on cockpit automation in commercial airplanes. *Proceedings of the Fourth International Symposium on Aviation Psychology* (pp. 9-15). Columbus: Ohio State University.
- Broadbent, D. E. (1953b). Classical conditioning and human watchkeeping. *Psychological Review*, 60, 331-339.
- Broadbent, D. E. (1958). *Perception and communication*. London: Pergamon Press.
- Brookings, J. B., Wilson, G. F. & Swain, C. R. (1996). Psychophysiological responses to changes in workload during simulated air traffic control. *Biological Psychology*, 42, 361-377.
- Byrne, E. A. & Parasuraman, R. (1996). Psychophysiology and adaptive automation. *Biological Psychology*, 42, 249-268.
- Caldwell, J. A., Prazinko, B. & Caldwell, J. L. (2003). Body posture affects electroencephalographic activity and psychomotor vigilance task performance in sleep-deprived subjects. *Clinical Neurophysiology*, 114, 23-31.
- Cannon, W. B. (1932). *The wisdom of the body*. New York: Norton.
- Chignell, M. H., Loewenthal, A. & Hancock, P. A. (1985). Intelligent interface design. *Proceedings of the 1985 IEEE Conference on Systems, Man, and Cybernetics* (pp. 620-623). New York: IEEE.
- Comstock, J. R. J. & Arnegard, R. J. (1992). *The Multi-Attribute Task Battery for human operator workload and strategic behaviour research (No. 104174)*. National Aeronautics and Space Administration.
- Cook, R. I., Woods, D. D. & McDonald, J. S. (1991). Human performance in anesthesia: A corpus of cases. *Cognitive Systems Engineering Laboratory Report, prepared for Anesthesia Patient Safety Foundation, April 1991*.
- Cooper, G. E. & Harper, R. P. (1969). *The use of pilot ratings in the evaluation of aircraft handling qualities (NASA TND-5153)*. Washington, D. C.: National Aeronautics and Space Administration.
- Cooper, R., Osselton, J. W. & Shaw, J. C. (1984). *Elektroenzephalographie. Technik und Methoden*. Stuttgart: Gustav Fischer Verlag.

- Corsi-Cabrera, M., Ramos, J., Guevera, M. A., Arce, C. & Gutiérrez, S. (1993). Gender differences in the EEG during cognitive activity. *International Journal of Neuroscience*, 72, 257-264.
- Costley, J., Johnson, D. & Lawson, D. (1989). A comparison of cockpit communication B737 – B757. *Proceedings of the Fifth International Symposium on Aviation Psychology*, 413-418.
- Cox, D. J., Kovatchev, B. P., Morris, J. B., Phillips, C., Hill, R. J. & Merkel, L. (1998). Electroencephalographic and psychometric differences between boys with and without attention-deficit/hyperactivity disorder (ADHD): A pilot study. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*, 23, 179-188.
- Davies, D. R. & Parasuraman, R. (1982). *The psychology of vigilance*. London: Academic Press.
- Davies, D. R., Parasuraman, R. & Toh, K. Y. (1984). Time of day, memory load, and vigilance performance. In A. Mital (Ed.), *Trends in ergonomics/Human factors I* (pp. 9-14). Amsterdam: Elsevier.
- De Waard, D. (1996). *The measurement of drivers' mental workload* (pp. 31-52). Groningen: Traffic Research Centre, University of Groningen.
- De Waard, D. & Mulder, L. J. M. (2006). Can cardiovascular indices be used to adapt the ambulance dispatch worker's task? In R. N. Pikaar, E. A. P. Koningsveld & P. J. M. Settels (Eds.), *Proceedings IEA 2006 Congress: Meeting diversity in ergonomics*. Amsterdam: Elsevier.
- Den Uyl, M. & van Kuilenburg, H. (2005). FaceReader: Online facial expression recognition. In L. P. J. J. Noldus, F. Grieco, L. W. S. Loijens & P. H. Zimmerman (Eds.), *Proceedings of Measuring Behavior 2005, 5th International Conference on Methods and Techniques in Behavioral Research* (Wageningen, 30 August-2 September 2005). Wageningen, the Netherlands: Noldus Information Technology.
- Deutsch, J. A. & Deutsch, D. (1963). Attention: Some theoretical considerations. *Psychological Review*, 70, 80-90.
- Diethe, T. R., Dickson, B. T., Schmorrow, D. & Raley, C. (2004). Toward an augmented cockpit. In D. A. Vincenzi, M. Mouloua & P. A. Hancock (Eds.), *Human performance, situation awareness and automation: Current research and trends* (Vol. II, pp. 65-69). Mahwah, N. J.: Lawrence Erlbaum Associates.
- Dipboye, R. L. & Flanagan, M. F. (1979). Research settings in industrial and organizational psychology. Are findings in the field more generalizable than in the laboratory? *American Psychologist*, 34, 141-150.
- Dörrscheidt, F. & Latzel, W. (1993). *Grundlagen der Regelungstechnik*. Stuttgart: B. G. Teubner.

- Donchin, E. (1979). Event-related potentials: A tool in the study of human information processing. In H. Begleiter (Ed.), *Evoked brain potentials and behavior*. New York: Plenum Press.
- Donchin, E. & Coles, M. G. H. (1988). Is the P300 component a manifestation of context updating? *Brain Behavioral Science*, *11*, 357-374.
- Dussault, C., Jouanin, J. C. & Guezennec, C. Y. (2004). EEG and ECG changes during selected flight sequences. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, *75*, 889-897.
- Dussault, C., Jouanin, J. C., Philippe, M. & Guezennec C. Y. (2005). EEG and ECG changes during simulator operation reflect mental workload and vigilance. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, *76*, 344-351.
- Dustman, R. E., Emmerson, R. Y. & Shearer, D. E. (1990a). Electrophysiology and aging: Slowing, inhibition and aerobic fitness. In M. L. Howe, U. J. Stones & C. J. Brainerd (Eds.), *Cognitive and behavioral performance factors in atypical aging* (pp. 103-149). New York: Springer Verlag.
- Easterbrook, J. A. (1959). The effect of emotion on cue utilization and the organisation of behaviour. *Psychological Review*, *66*, 183-201.
- Edwards, E. (1976). Some aspects of automation in civil transport aircraft. In T. B. Sheridan & G. Johanssen (Eds.), *Monitoring behavior and supervisory control*. New York: Plenum Press.
- Eggemeier, F. T., Wilson, G. F., Kramer, A. F. & Damos, D. L. (1991). Workload assessment in multi-task environments. In D. L. Damos (Ed.), *Multiple-task performance* (pp. 207-216). London, Washington, D. C.: Taylor & Francis.
- Eilers, K., Nachreiner, F. & Hänecke, K. (1986). Entwicklung und Überprüfung einer Skala zur Erfassung subjektiv erlebter Anstrengung. *Zeitschrift für Arbeitswissenschaft*, *40*, 215-224.
- Eisheid, T. M., Scerbo, M. W. & Freeman, F. G. (1998). The effects of task partitioning and computer skill on engagement and performance with an adaptive biocybernetic system. *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society 42nd Annual Meeting*, 133-137.
- Eldredge, D., Mangold, S. & Dodd, R. S. (1992). *A review and discussion of flight management system incidents reported to the Aviation Safety Reporting System. Final report DOT/FAA/RD-92/2*. Washington, D. C.: U. S. Department of Transportation, Federal Aviation Administration.
- Endsley, M. R. (1988). Design and evaluation for situation awareness enhancement. *Proceedings of the Human Factors Society 32nd Annual Meeting* (pp. 97-101). Santa Monica, CA: Human Factors Society.

- Endsley, M. R. (1996). Automation and situation awareness. In R. Parasuraman & M. Mouloua (Eds.), *Automation and human performance: Theory and applications* (pp. 163-181). Hillsdale, N. J.: Lawrence Erlbaum Associates.
- Endsley, M. R. (2000b). Theoretical underpinnings of situation awareness: A critical review. In M. R. Endsley & D. J. Garland (Eds.), *Situation awareness analysis and measurement* (pp. 3-32). Mahwah, N. J.: Lawrence Erlbaum Associates.
- Endsley, M. R. (2006). Situation awareness. In G. Salvendy (Ed.), *Handbook of human factors and ergonomics* (3rd ed., pp. 528-542). New York: John Wiley & Sons, Inc.
- Endsley, M. R. & Kiris, E. O. (1995). The out-of-the-loop performance problem and level of control in automation. *Human Factors*, 37, 381-394.
- Fahrenberg, J. (1983). Psychophysiologische Methodik. In K. J. Groffman & L. Michel (Eds.), *Verhaltensdiagnostik, Bd. 4* (pp. 1-192). Göttingen: Hogrefe.
- Fahrenberg, J. & Wientjes, C. J. E. (2000). Recording methods in applied environments. In R. W. Backs & W. Boucsein (Eds.), *Engineering psychology: Issues and applications* (pp. 111-136). Mahwah, N. J.: Lawrence Erlbaum Associates.
- Fairclough, S., Venables, L. & Tattersall, A. J. (2005a). The influence of task demand and learning on the psychophysiological response. *International Journal of Psychophysiology*, 56, 171-184.
- Fairclough, S., Venables, L. & Tattersall, A. J. (2005b). The use of autonomic measures for biocybernetic adaptation. *Psychophysiology*, 42, Supplement 1, S25.
- Fakhar, S., Vallet, M., Olivier, D. & Baez, D. (1992). *Effet du bruit des vibrations sur la vigilance des conducteurs de véhicules légers en situation de conduite monotone. Fiche Resultat Rapport Inrets No. 153*. Bron: Laboratoire Energie Nuisances.
- Fallon, C. K., Nica, N. & Bliss, J. P. (2004). Alarm mistrust with signal duration as a cue for alarm validity. In D. A. Vincenzi, M. Mouloua & P. A. Hancock (Eds.), *Human performance, situation awareness and automation: Current research and trends* (Vol. II, pp. 40-43). Mahwah, N. J.: Lawrence Erlbaum Associates.
- Ferguson, D. (1973). A study of occupational stress and health. *Ergonomics*, 16, 649-663.
- Ferrara, M. & De Gennaro, L. (2000). The sleep inertia phenomenon during the sleep-wake transition: Theoretical and operational issues. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 71, 843-848.
- Fisk, A. D., Ackerman, P. L. & Schneider, W. (1987). Automatic and controlled processing theory and its applications to human factors problems. In P. A. Hancock (Ed.), *Human factors psychology* (pp. 159-197). North-Holland: Elsevier Science Publishers.
- Fitts, P. M. (1951b). Engineering psychology in equipment design. In S. S. Stevens (Ed.), *Handbook of experimental psychology* (pp. 365-379). New York: Wiley.

- Fitts, P. M. (1951a). *Human engineering for an effective air-navigation and traffic control system*. Washington, D. C.: National Research Council.
- Flach, J. M. & Rasmussen, J. (2000). Cognitive engineering: Designing for situation awareness. In N. B. Sarter & R. Amalberti (Eds.), *Cognitive engineering in the aviation domain* (pp. 153-179). Mahwah, N. J.: Lawrence Erlbaum Associates.
- Ford, H. (1922). *My life and work*. New York: Page.
- Fournier, L. R., Wilson, G. F. & Swain, C. R. (1999). Electrophysiological, behavioral and subjective indexes of workload when performing multiple tasks: Manipulations of task difficulty and training. *International Journal of Psychophysiology*, 31, 129-145.
- Fowler, B. (1994). P300 as a measure of workload during a simulated aircraft landing task. *Human Factors*, 36, 670-683.
- Fredericq, L. (1887). Methode des gekreuzten Kreislaufs. *Bulletin de l'Académie Royale de Belgique. Classe de Sciences*, 13, 417.
- Freeman, F. G., Mikulka, P. J., Prinzel, L. J. & Scerbo, M. W. (1999). Evaluation of an adaptive automation system using three EEG indices with a visual tracking task. *Biological Psychology*, 50, 61-76.
- Freeman, F. G., Mikulka, P. J., Scerbo, M. W., Prinzel, L. J. & Clouatre, K. (2000). Evaluation of a psychophysically controlled adaptive automation system, using performance on a tracking task. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*, 25, 103-115.
- Freeman, F. G., Mikulka, P. J., Scerbo, M. W. & Scott, L. (2004). An evaluation of an adaptive automation system using a cognitive vigilance task. *Biological Psychology*, 283-297.
- Furedy, J. J. (1993). Electrodermal activity as a tool for differentiating psychological processes in human experimental preparations: Focus on the psyche of psychophysiology. In J. C. Roy, W. Boucsein, D. C. Fowles & J. H. Gruzelier (Eds.), *Progress in electrodermal research* (pp. 61-71). New York: Plenum Press.
- Gaillard, A. W. K. & Wientjes, C. J. E. (1994). Mental load and work stress as two types of energy mobilization. *Workload and Stress*, 8, 141-152.
- Gale, A. (1987). The electroencephalogram. In A. Gale & B. Christi (Eds.), *Psychophysiology and the electronic workplace* (pp. 223-238). London: Wiley & Sons.
- Gerasimov, V., Selker, T. & Bender, W. (2002). Sensing and effecting environment with extremity computing devices. *Offspring*, 11, 1-9.
- Gomer, F. E. (1981). Physiological monitoring and the concept of adaptive aiding. In J. Moraal & K. F. Kraiss (Eds.), *Manned systems design* (pp. 271-287). New York: Plenum Press.
- Graeber, R. C. (1988). Aircrew fatigue and circadian rhythmicity. In E. L. Wiener & D. C. Nagel (Eds.), *Human factors in aviation* (pp. 305-344). London: Academic Press.

- Gratton, G., Coles, M. & Donchin, E. (1983). A new method for off-line removal of ocular artifacts. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 55, 468-484.
- Gray, J. A. (1982). *The neuropsychology of anxiety: An inquiry into the functions of the septo-hippocampal system*. Oxford, England: Clarendon Press.
- Gros, E. (1994). Analyse von Arbeitstätigkeiten: Ermittlung von Belastung und Beanspruchung am Arbeitsplatz. In E. Gros (Ed.), *Anwendungsbezogene Arbeits-, Betriebs- und Organisationspsychologie* (pp. 95-122). Göttingen: Verlag für angewandte Psychologie.
- Grossman, P. (1992). Respiratory and cardiac rhythms as windows to central and autonomic biobehavioral regulation: Selecting of window frames, keeping the panes clean and viewing the neural topography. *Biological Psychology*, 34, 131-161.
- Hadley, G. A., Prinzel III, L. J., Freeman, F. G. & Mikulka, P. J. (1999). Behavioral, subjective, and psychophysiological correlates of various schedules of short-cycle automation. In M. W. Scerbo & M. Mouloua (Eds.), *Automation technology and human performance: Current research and trends* (pp. 139-143). Mahwah, N. J.: Lawrence Erlbaum Associates.
- Hadley, J., Mikulka, P. J., Freeman, F. G., Scerbo, M. W. & Prinzel III, L. J. (1997). *Psychophysiological evaluation of a biocybernetic system for adaptive automation. Paper presented at the 9th Symposium on Aviation Psychology, Columbus, Ohio.*
- Hagemeyer, L. (2005). Preliminary guidelines for the personalization of the HMI of hypovigilance warning systems. *HCI 2005, Las Vegas, Nevada, USA, 22-27 July 2005.*
- Hancock, P. A. (1997a). Hours of boredom, moments of terror, – or months of monotony, milliseconds of mayhem. *Paper presented at the Ninth International Symposium on Aviation Psychology, April 1997, Columbus, Ohio.*
- Hancock, P. A. & Chignell, M. H. (1987). Adaptive control in human-machine systems. In P. A. Hancock (Ed.), *Human factors psychology* (pp. 305-345). North Holland: Elsevier Science Publishers.
- Hancock, P. A., Chignell, M. H. & Loewenthal, A. (1985a). An adaptive human-machine system. *Proceedings of the 1985 IEEE Conference on Systems, Man, and Cybernetics* (pp. 627-630). New York: IEEE.
- Hancock, P. A., Chignell, M. H. & Loewenthal, A. (1985b). KBAM: A prototype knowledge-based adaptive man-machine system. *Proceedings of the Ninth Congress of the International Ergonomics Association, 2-6 September 1985, Bournemouth, England* (pp. 103-105). London: Taylor & Francis.
- Hancock, P. A. & Warm, J. S. (1989). A dynamic model of stress and sustained attention. *Human Factors*, 31, 519-537.

- Hankins, T. C. & Wilson, G. F. (1998). A comparison of heart rate, eye activity, EEG and subjective measures of pilot mental workload during flight. *Aviation, Space and Environmental Medicine*, 69, 360-367.
- Harris, W. C., Goernert, P. N., Hancock, P. A. & Arthur, E. J. (1994). The comparative effectiveness of adaptive automation and operator initiated automation during anticipated and unanticipated taskload increases. In M. Mouloua & R. Parasuraman (Eds.), *Human performance in automated systems*. Hillsdale, N. J.: Lawrence Erlbaum Associates.
- Harris, W. C., Hancock, P. A., Arthur, E. & Caird, J. K. (1995). Performance, workload, and fatigue changes associated with automation. *International Journal of Aviation Psychology*, 5, 169-185.
- Hart, S. G. & Wickens, C. D. (1990). Workload assessment and prediction. In H. R. Boohar (Ed.), *MANPRINT: An approach to systems integration* (pp. 257-296). New York: Van Nostrand Reinhold.
- Haworth, N. L. & Vulcan, P. (1991). *Testing of commercially available fatigue monitors (Report No. 15)*. Monash University Accident Research Centre/Australian Road Research Board (Online-Dokument unter <http://www.monash.edu.au/muarc/reports/muarc015.pdf>).
- Hays, W. L. (1994). *Statistics*. Austin: Harcourt College Publishers.
- Head, H. (1923). The conception of nervous and mental energy. (II.) Vigilance: A physiological state of the nervous system. *British Journal of Psychology*, 14, 126-147.
- Heilman, K. M. (1998). Attentional asymmetries. In R. J. Davidson & K. Hugdahl (Eds.), *Brain asymmetry* (pp. 217-234). Cambridge, MA: The MIT Press.
- Heilman, K. M., Schwartz, H. D. & Watson, R. T. (1978). Hypoarousal in patients with neglect syndrome and emotional indifference. *Neurology*, 28, 229-232.
- Heilman, K. M. & Van Den Abell, T. (1980). Right hemisphere dominance for attention: The mechanism underlying hemispheric asymmetries of inattention (neglect). *Neurology*, 30, 327-330.
- Heinrich, B., Berling, B., Thrun, W. & Vogt, W. (2003). *Kaspers/Küfner: Messen – Steuern – Regeln. Elemente der Automatisierungstechnik*. Wiesbaden: Vieweg.
- Hemann, E., Merboth, H. & Richter, P. (2001). Handlungsregulation und sicherheitskritische Arbeitssituationen in der Instandhaltung. *Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin, Forschung Fb 930*. Dortmund/Berlin: Wirtschaftsverlag NW.
- Hesgrave, R. J., Ogilvie, J. C. & Furedy, J. J. (1979). Measuring baseline treatment differences in heart rate variability: Variance versus successive difference mean square and beat per minute versus interbeat intervals. *Psychophysiology*, 16, 151-157.

- Hilburn, B., Molley, R., Wong, D. & Parasuraman, R. (1993). Operator versus computer control of adaptive automation. *International Symposium on Aviation Psychology, 7th, Columbus, Ohio, 26-29 April 1993*, 161-166.
- Hilburn, B., Parasuraman, R. & Mouloua, M. (1995). Effects of short- and long-cycle adaptive function allocation on performance of flight-related tasks. In N. Johnston, R. Fuller & N. McDonald (Eds.), *Aviation psychology: Training and selection* (pp. 347-353). Aldershot: Ashgate.
- Hill, B. L. (1990). A320 operations under the microscope. *Aircraft & Aerospace*, 70, 14-15.
- Hockey, G. R. J. (1993). Cognitive-energetical control mechanisms in the management of work demands and psychological health. In A. Baddeley & L. Weiskrantz (Eds.), *Attention: Selection, awareness and control* (pp. 328-345). Oxford: Clarendon Press.
- Hockey, G. R. J. (1997). Compensatory control in the regulation of human performance under stress and high workload: A cognitive-energetical framework. *Biological Psychology*, 45, 73-93.
- Hockey, G. R. J., Gaillard, A. W. K. & Burov, O. (2003). *Operator functional state*. Amsterdam: IOS Press.
- Hofmann, A. (2002). Normung zur psychischen Belastung – aus Sicht der Arbeitgeber. *DIN-Mitteilungen*, 81, 525-528.
- Hoogeboom, P., Joosse, M., Hodgetts, H., Straussberger, S. & Schaefer, D. (2004). Does the 'silent cockpit' reduce pilot workload? *A collection of technical papers/Supplement, Digital Avionics Systems Conference*, 5.D.5-1-5.D.5-9.
- Hopkin, D. V. (1994). Human performance implications of air traffic control automation. In M. Mouloua & R. Parasuraman (Eds.), *Human performance in automated systems: Current research and trends* (pp. 314-319). Hillsdale, N. J.: Lawrence Erlbaum Associates.
- Hopkins, H. (1987). The state of the art. Flight-test Airbus A320. *Flight International*, 132, 23-27.
- Humphrey, D. G. & Kramer, A. F. (1994). Toward a psychophysiological assessment of dynamic changes in mental workload. *Human Factors*, 36, 3-26.
- Hutchins, E. (1994). An integrated mode management interface for training. *Training for Automation Workshop*. Moffett Field, CA: NASA Ames Research Center.
- Huzmezan, M. (2000). A virtual operating room and intensive care center. *Online-Dokument unter http://www.ece.ubc.ca/~huzmezan/fresearch_bio.html*.
- Inagaki, T. (1999). Situation-adaptive autonomy: Trading control of authority in human-machine systems. In M. W. Scerbo & M. Mouloua (Eds.), *Automation technology and human performance* (pp. 154-159). Mahwah, N. J.: Lawrence Erlbaum Associates.

- Inagaki, T. (2003a). Adaptive automation: Sharing and trading of control. In E. Hollnagel (Ed.), *Handbook of cognitive task design* (pp. 147-169). Mahwah, N. J.: Lawrence Erlbaum Associates.
- Inagaki, T. (2003b). Automation and the cost of authority. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 31, 169-174.
- Inagaki, T. (2005). Design of human interactions with smart machines: Lessons learned from aircraft accidents. *The 4th IARP/IEEE RAS/EURON, keynote lecture, June 17, 2005 Nagoya*.
- Inagaki, T. & Johannsen, G. (1992). Human-computer interaction and cooperation for supervisory control of large-complex systems. *Proceedings of EUROCAST '91: Second International Workshop on Computer Aided Systems Theory*, 281-294.
- Inagaki, T., Moray, N. & Itoh, M. (1997). Trust and time-criticality: Their effects on the situation-adaptive autonomy. *Proceedings of the International Symposium on Artificial Intelligence, Robotics, and Intellectual Human Activity Support for Nuclear Applications*, 93-103.
- Isreal, J. B., Wickens, C. D., Chesney, G. K. & Donchin, E. (1980). The event-related brain potential as an index of display-monitoring workload. *Human Factors*, 22, 211-224.
- Isshiki, H. & Yamamoto, Y. (1994). Instrument for monitoring arousal level using electrodermal activity. *Instrumentation and Measurement Technology Conference, 10-12 May 1994. IMTC/94. Conference Proceedings. 10th Anniversary. Advanced Technologies in I & M., 1994 IEEE*, 2, 975-978.
- Itoh, M., Inahashi, H. & Tanaka, K. (2004). Overtrust due to unintended use of automation. In D. A. Vincenzi, M. Mouloua & P. A. Hancock (Eds.), *Human performance, situation awareness and automation: Current research and trends* (Vol. II, pp. 11-16). Mahwah, N. J.: Lawrence Erlbaum Associates.
- Itoh, Y., Hayashi, Y., Tsukui, I. & Saito, S. (1989). Heart rate variability and subjective mental workload in flight task validity of mental workload measurement using HRV method. In M. J. Smith & G. Salvendy (Eds.), *Work with computers: Organizational, management, stress and health aspects* (pp. 209-216). Amsterdam: Elsevier.
- Janke, W. (1974). Psychophysiologische Grundlagen des Verhaltens. In M. v. Kerekjarto (Ed.), *Medizinische Psychologie* (pp. 1-101). Berlin/Heidelberg: Springer Verlag.
- Jasper, H. H. (1958). The 10-20 electrode system of the International Federation. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 10, 371-375.
- Johansson, G. (1989). Stress, autonomy, and the maintenance of skill in supervisory control of automated systems. *Applied Psychology: An international review*, 38, 45-56.
- Jones, J. (1994). Perception and memory during general anaesthesia. *British Journal of Anaesthesia*, 73, 31-37.

- Jordan, N. (1963). Allocation of functions between man and machines in automated systems. *Journal of Applied Psychology*, 47, 161-165.
- Jorna, P. G. A. M. (1992). Spectral analysis of heart rate and psychological state: A review of its validity as a workload index. *Biological Psychology*, 34, 237-257.
- Jorna, P. G. A. M. (1993). Heart rate and workload variations in actual and simulated flight. *Ergonomics*, 36, 1043-1054.
- Jorna, P. G. A. M. (2000). Context simulation: An interactive methodology for user-centered system design and future operator behavior validation. In N. B. Sarter & R. Amalberti (Eds.), *Cognitive engineering in the aviation domain*. Mahwah, N. J.: Lawrence Erlbaum Associates.
- Jorna, P. G. M. A., Van der Meyden, P. & De Jong, R. (1989). *COMMODO: A program for the complex demodulation of heart rate data*. TNO Institute for Perception, Report 1989-12.
- Joshi, A., Miller, S. P. & Heimdahl, M. P. E. (2003). Mode confusion analysis of a flight guidance system using formal methods. *Proceedings of the 22nd Digital Avionics Systems Conference (DASC'03)*, Indianapolis, Indiana, Oct. 12-16, 2003.
- Kahneman, D. (1973). *Attention and effort*. Englewood Cliffs, N. J.: Prentice-Hall.
- Kalman, R. E. (1960). A new approach to linear filtering and prediction problems. *Transaction of the ASME-Journal of Basic Engineering*, 33-45.
- Kalsbeek, J. W. H. & Ettema, J. (1963). Scored regularity of the heart rate pattern and the measurement of perceptual or mental load. *Ergonomics*, 6, 306.
- Kalsbeek, J. W. H. & Ettema, J. (1964). Physiological and psychological evaluation of distractions stress. *Proceedings of the 2nd International Congress on Ergonomics, Dortmund, Germany*, 443-447.
- Kalsbeek, J. W. H. & Sykes, R. N. (1967). Objective measurement of mental load. *Acta Psychologica*, 27, 253-261.
- Kantowitz, B. H. & Buck, J. R. (1983). Feedback and control. In B. H. Kantowitz & R. D. Sorkin (Eds.), *Human factors. Understanding people-system relationships* (pp. 369-395). New York: John Wiley & Sons.
- Kantowitz, B. H. & Campbell, J. L. (1996). Pilot Workload and Flightdeck Automation. In R. Parasuraman & M. Mouloua (Eds.), *Automation and human performance: Theory and applications* (pp. 117-136). Mahwah, N. J.: Lawrence Erlbaum Associates, Inc.
- Kantowitz, B. H. & Casper, P. A. (1988). Human workload in aviation. In E. Wiener & D. Nagel (Eds.), *Human factors in aviation* (pp. 157-185). New York: Academic Press.
- Kaspers, W., Küfner, H. J., Heinrich, B. & Vogt, W. (1994). *Steuern - Regeln - Automatisieren*. Braunschweig/Wiesbaden: Vieweg.

- Kausler, D. H., (1991). *Experimental psychology, cognition and human aging*. New York: Springer Verlag.
- Kellar, M. A., Folen, R. A., Cowings, P. S., Toscano, W. B. & Hisert, G. L. (1993). *Autogenic-feedback training improves pilot performance during emergency flying conditions (NASA Tech. Mem. 104005)*. Moffett Field, CA: NASA Ames Research Center.
- Kerns, K. (1991). Data-link communication between controllers and pilots: A review and synthesis of the simulation literature. *The International Journal of Aviation Psychology*, 1, 181-204.
- Klimesch, W. (1999). EEG alpha and theta oscillations reflect cognitive and memory performance: A review and analysis. *Brain Research Reviews*, 29, 169-195.
- Klimmer, F. & Rutenfranz, J. (1983). Folgen mentaler und emotionaler Belastungen. In W. Rohmert & J. Rutenfranz (Eds.), *Praktische Arbeitsphysiologie* (pp. 135-141). Stuttgart: Thieme.
- Koella, W. (1982). A modern neurobiological concept of vigilance. *Experientia*, 38, 1426-1437.
- Kohlisch, O. & Schaefer, F. (1996). Physiological changes during computer tasks: Responses to mental load or to motor demands? *Ergonomics*, 39, 213-224.
- Krahl, K. & Scerbo, M. W. (1997). Performance on an adaptive automated team tracking task with human and computer teammates. *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society 41st Annual Meeting*, 551-555.
- Kramer, A. F. (1991). Physiological metrics of mental workload: A review of recent progress. In D. L. Damos (Ed.), *Multiple-task performance* (pp. 279-328). London, Washington, D. C.: Taylor & Francis.
- Krauth, J. (2000). *Experimental design. A handbook and dictionary for medical and behavioral research* (pp. 71-73 und 273-274). Amsterdam: Elsevier.
- Kuhl-Mitchell, D. (2000). *Mental workload and ARL workload modeling tools (ARL-TN-161)*. Aberdeen Proving Ground, MD: Army Research Laboratory.
- LaBerge, D. & Samuels, S. J. (1974). Toward a theory of automatic information processing in reading. *Cognitive Psychology*, 6, 293-323.
- Lacey, J. I. (1967). Somatic response patterning and stress: Some revisions of activation theory. In M. Appley & R. Trumbull (Eds.), *Psychological stress: Issues in research*. New York: Appleton Century Crofts.
- Lacey, J. I. & Lacey, B. C. (1978). Two-way communication between the heart and the brain: Significance of time within the cardiac cycle. In E. Meyer & J. Brady (Eds.), *Research in the psychobiology of human behavior*. Baltimore, MD: Johns Hopkins University Press.
- Langer, E. (1989). *Mindfulness*. Reading, MA: Addison-Wesley.
- Lazarus, R. S. & Folkman, S. (1984). *Stress, appraisal, and coping*. New York: Springer.

- Lee, D. H., & Parks, K. S. (1990). Multivariate analysis of mental and physical load components in sinus arrhythmia scores. *Ergonomics*, *33*, 35-47.
- Lee, J. D. & Moray, N. (1992). Trust, control strategies and allocation of function in human-machine systems. *Ergonomics*, *35*, 1243-1270.
- Lee, J. D. & Moray, N. (1994). Trust, self-confidence, and operator's adaptation to automation. *International Journal of Human-Computer Studies*, *40*, 153-184.
- Lee, W. (1975). *Experimental design and analysis*. San Francisco: W. H. Freeman and Company.
- Lee, Y. H. & Liu, B. S. (2003). Inflight workload assessment: Comparison of subjective and physiological measurements. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, *74*, 1078-1084.
- Lenneman, J. K. & Backs, R. W. (2000). The validity of factor analytically derived cardiac autonomic components for mental workload assessment. In R. W. Backs & W. Boucsein (Eds.), *Engineering psychophysiology: Issues and applications*. Mahwah, N. J.: Lawrence Erlbaum Associates.
- Leonova, A. (1998). Basic issues in occupational stress research. In J. G. Adair, D. Belanger & K. L. Dion (Eds.), *Advances in psychological science: Social, personal, and cultural aspects, Vol. 1* (pp. 307-331). East Sussex, UK: Psychology Press.
- Lieberman, H. R. (1997). *Vigilance monitor system (Patent unter <http://www.freepatentsonline.com/patents/us/568/5682882.pdf>)*.
- Lieberman, H. R., Falco, C. M. & Slade, S. S. (2002). Carbohydrate administration during a day of sustained aerobic activity improves vigilance, assessed by a novel ambulatory monitoring device, and mood. *The American Journal of Clinical Nutrition*, *76*, 120-127.
- Lieberman, H. R., Kramer, F. M., Montain, S. J., Niro, P. & Young, A. J. (2005). Automated ambulatory assessment of cognitive performance, environmental conditions and motor activity during military operations. In J. A. Caldwell & N. J. Wesensten (Eds.), *Proceedings of SPIE Vol. 5797*. Bellingham, WA: SPIE.
- Lindholm, E. & Cheatham, C. M. (1983). Autonomic activity and workload during learning of a simulated aircraft carrier landing task. *Aviation, Space and Environmental Medicine*, *54*, 435-439.
- Loewenthal, A., Chignell, M. H. & Hancock, P. A. (1985). Use of mental workload measures in interface design. *Proceedings of the 1985 IEEE Conference on Systems, Man, and Cybernetics* (pp. 624-626). New York: IEEE.
- Loh, S., Lamond, N., Dorrian, J., Roach, G. & Dawson, D. (2004). The validity of psychomotor vigilance tasks of less than 10-minute duration. *Behavior Research Methods, Instruments, & Computers*, *36*, 339-346.

- LoVerde, J. L., Scerbo, M. W., Freeman, F. G. & Mikulka, P. J. (2000). Can a biocybernetic system be used to maintain vigilance performance? *Proceedings of the IEA 2000/HFES 2000 Congress*, 3-216-3-219.
- Lubar, J. F. (1991). Discourse on the development of EEG diagnostics and biofeedback for Attention-Deficit/Hyperactivity Disorders. *Biofeedback and Self-Regulation*, 16, 201-225.
- Lubar, J. F., Swartwood, M. O., Swartwood, J. N. & O'Donnell, P. H. (1995). Evaluation of the effectiveness of EEG neurofeedback training for ADHD in a clinical setting as measured by changes in T.O.V.A. scores, behavioral ratings, and WISC-R Performance. *Biofeedback and self-regulation*, 20, 83-99.
- Luczak, H. & Göbel, M. (2000). Signal processing and analysis in application. In R. W. Backs & W. Boucsein (Eds.), *Engineering psychophysiology. Issues and applications* (pp. 79-110). Mahwah, N. J.: Lawrence Erlbaum Associates.
- Luczak, H. & Laurig, W. (1973). An analysis of heart rate variability. *Ergonomics*, 16, 85-97.
- Luczak, H. & Päßler, K. (2004). Vigilanz. In K. Landau & G. Pressel (Eds.), *Medizinisches Lexikon der beruflichen Belastungen und Gefährdungen: Definitionen, Vorkommen, Arbeitsschutz* (pp. 663-665). Stuttgart: Genter Verlag.
- Mackworth, J. F. (1968b). Vigilance, arousal and habituation. *Psychological Review*, 75, 308-322.
- Mackworth, N. H. (1948). The breakdown of vigilance during prolonged visual search. *Quarterly Journal of Experimental Psychology*, 1, 6-21.
- Mackworth, N. H. (1950). Researches on the measurement of human performance. *Medical Research Council Special Report Series No. 268*. Oxford: His Majesty's Stationery Office.
- Magnusson, S. (2002). Similarities and differences in psychophysiological reactions between simulated and real air-to-ground missions. *The International Journal of Aviation Psychology. Special issue: Flight psychophysiology*, 12, 49-61.
- Malin, J. T. & Schreckenghost, D. L. (1992). *Making intelligent systems team players: Overview for designers (NASA Technical Memorandum 104751)*. Houston, Texas: Johnson Space Center.
- Mallery, C. J. & Maresh, J. (1987). Comparison of POSWAT ratings for aircraft and simulator workload. In R. Jensen (Ed.), *Fourth International Symposium on Aviation Psychology* (pp. 644-650). Columbus: Ohio State University.
- Mann, H., Schiffelgen, H. & Froriep, R. (2000). *Einführung in die Regelungstechnik*. München: Carl Hanser Verlag.
- Mann, S. (1997). Wearable computing: A first step toward personal imaging. *IEEE Computer*, February 1997, 25-32.

- Manzey, D. (1998). Psychophysiologie mentaler Beanspruchung. In F. Rösler (Ed.), *Enzyklopädie der Psychologie. Themenbereich C: Theorie und Forschung. Serie I: Biologische Psychologie, Band 5: Ergebnisse und Anwendungen der Psychophysiologie* (pp. 799-864). Göttingen: Hogrefe.
- Martin, J. F., Schneider, A. M., Quinn, M. L. & Smith, N. T. (1992). Improved safety and efficacy in adaptive control of arterial blood pressure through the use of a supervisor. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 39, 381-388.
- Masalonis, A. J., Duley, J. A. & Parasuraman, R. (1999). Effects of manual and autopilot control on mental workload and vigilance during simulated general aviation flight. *Transportation Human Factors*, 1, 187-200.
- Mehl, K. & Schütte, M. (1999). Simulation als Analyse- und Trainingsinstrument menschlicher (Un-)Zuverlässigkeit. In F. Meyer-Gramcko (Ed.), *Verkehrspsychologie auf neuen Wegen: Herausforderungen von Straße, Wasser, Luft und Schiene* (II). 37. BDP-Kongress für Verkehrspsychologie (pp. 520-528). Bonn: Deutscher Psychologen Verband.
- Melton, C. E. (1982). Physiological stress in air traffic controllers: A review. *FAA Office of Aviation Medicine Report* (FAA-AM-82-17). Washington, D. C.: U. S. Department of Transportation/FAA (Online-Dokument unter <http://www.faa.gov/library/reports/medical/oamtechreports/1980s/media/AM82-17.pdf>).
- Meshkati, N. (1988). Heart rate variability and mental workload assessment. In P. A. Hancock & N. Meshkati (Eds.), *Human mental workload*. Amsterdam: Elsevier Science Publishers.
- Mikulka, P., Hadley, G., Freeman, F. & Scerbo, M. (1999). The effects of a biocybernetic system on vigilance decrement. *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society 43rd Annual Meeting*, 1410.
- Mikulka, P. J., Scerbo, M. W. & Freeman, F. G. (2002). The effects of a biocybernetic system on vigilance performance. *Human Factors*, 44, 654-664.
- Miller, S. B. & Ditto, B. (1988). Cardiovascular responses to an extended aversive video game task. *Psychophysiology*, 25, 200-208.
- Moray, N. (1997). Human factors in process control. In G. Salvendy (Ed.), *The handbook of human factors and ergonomics* (pp. 1944-1971). New York: Wiley.
- Moray, N., Dessouky, M. I., Adopathya, R. & Kijowski, B. A. (1981). Strategic behavior, workload and performance in task scheduling. *Human Factors*, 33, 607-629.
- Moray, N., Inagaki, T. & Itoh, M. (2000). Adaptive automation, trust, and self-confidence in fault management of time-critical tasks. *Journal of Experimental Psychology*, 6, 44-58.

- Morrison, J. G. & Gluckman, J. P. (1994). Definitions and prospective guidelines for the application of adaptive automation. In M. Mouloua & P. Parasuraman (Eds.), *Human performance in automated systems: Current research and trends* (pp. 256-263). Hillsdale, N. J.: Lawrence Erlbaum Associates.
- Morrison, J. G., Gluckman, J. P. & Deaton, J. E. (1991). *Program plan for the adaptive function allocation for intelligent cockpits (AFAIC) program (Final report No. NADC-91028-60)* (pp. 256-263). Warminster, PA: Naval Air Development Center.
- Müller, B. H. (1997). *Ergonomie: Bestandteil der Sicherheitswissenschaft*. Berlin: Beuth Verlag.
- Muir, B. M. (1988). Trust between humans and machines, and the design of decision aids. In E. Hollnagel, G. Mancini & D. D. Woods (Eds.), *Cognitive engineering in complex dynamic worlds* (pp. 71-83). London: Academic Press.
- Mulder, G. & Mulder, L. J. M. (1981). Information processing and cardiovascular control. *Psychophysiology*, 18, 392-402.
- Mulder, G., Mulder, L. J. M., Meijman, T. F., Veldman, J. B. P. & van Roon, A. M. (2000). A psychophysiological approach to working conditions. In R. W. Backs & W. Boucsein (Eds.), *Engineering psychology: Issues and applications* (pp. 139-159). Mahwah, N. J.: Lawrence Erlbaum Associates.
- Mulder, L. J. M. (1988). *Assessment of cardiovascular reactivity by means of spectral analysis. Thesis, University of Groningen*.
- Mulder, L. J. M., Van Roon, A. M. & Schweizer, D. A. (1995). *CARSPAN, Cardiovascular Data Analysis Environment Manual*. Groningen, The Netherlands: IEC Programma.
- Mulholland, T. (1977). Biofeedback as a scientific method. In G. Schwartz & J. Beatty (Eds.), *Biofeedback: Theory and research* (pp. 9-28). New York: Academic Press.
- Nachreiner, F. (2002). Normung im Bereich der psychischen Belastung – die Normen der Reihe DIN EN ISO 10075. *DIN-Mitteilungen*, 81, 519-524.
- National Research Council (1982). *Automation in combat aircraft*. Washington, D. C.: National Academy Press.
- Neiss, R. (1988). Reconceptualizing arousal: Psychological states in motor performance. *Psychological Bulletin*, 103, 345-366.
- Nickel, R. (2005). *Äsop: Fabeln* (pp. 207). Düsseldorf: Artemis & Winkler Verlag.
- Nishimura, C. & Nagumo, J. I. (1985). Feedback control of the level of arousal using skin potential level as an index. *Ergonomics*, 28, 905-913.
- Norman, D. A. (1989). *The problem of automation: Inappropriate feedback and interaction not overautomation (ICS Report 8904)*. La Jolla, CA: Institute for Cognitive Science, University of California-San Diego.

- Norman, D. A. (1990). The problem of automation: Inappropriate feedback and interaction not overautomation. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London, B*.
- Norman, D. A. & Bobrow, D. G. (1975). On data-limited and resource limited processes. *Cognitive Psychology, 7*, 44-64.
- Norman, S., Billings, C. E., Nagel, D., Palmer, E., Wiener, E. L. & Woods, D. D. (1988). *Aircraft automation philosophy: A source document*. Moffett Field, CA: NASA Ames Research Center.
- O'Hanlon, J. F. (1981). Boredom: Practical consequences and a theory. *Acta Psychologica, 49*, 53-82.
- Offenloch, K. & Zahner, G. (1990). Computer aided physiological assessment of the functional state of pilots during simulated flight. *NATO Advisory Group for Aerospace Research and Development Conference Proceedings, 490*, 9-1-9-9.
- Ohsuga, M., Shimono, F. & Genno, H. (2001). Assessment of phasic work stress using autonomic indices. *International Journal of Psychophysiology, 40*, 211-220.
- Oldfield, R. C. (1971). The assessment and analysis of handedness: The Edinburgh Inventory. *Neuropsychologia, 9*, 97-113.
- Olson, W. A. & Sarter, N. B. (2000). Automation management strategies: Pilot preferences and operational experiences. *The International Journal of Aviation Psychology, 10*, 327-341.
- Opmeer, C. H. J. M. (1973). The information content of successive RR-interval times in the ECG. Preliminary results using factor analysis and frequency analysis. *Ergonomics, 16*, 85-97.
- Opmeer, C. H. J. M. & Krol, J. P. (1973). Towards an objective assessment of cockpit workload: Physiological variables during different flight phases. *Aerospace Medicine, 44*, 527-532.
- Orne, M. T. (1962). On the social psychology of the experiment: With particular reference to demand characteristics and their implications. *American Psychologist, 17*, 776-783.
- Ouwerkerk, M., Pasveer, F. & Engin, N. (2006). SAND: A modular application development platform for miniature wireless sensors. *Proceedings of the International Workshop on Wearable and Implantable Body Sensor Networks (BSN'06)*, 4-5 April 2006, 166-170.
- Palmer, E. (1995). "Oops, it didn't arm." – A case study of two automation surprises. NASA Ames Research Center (Online-Dokument unter http://human-factors.arc.nasa.gov/ihiresearch_groups/air-ground-integration/publication_papers/Pa1995-Oops.pdf#search=%22oops%20it%20arm%20palmer%22).
- Parasuraman, R. (1984). The psychobiology of sustained attention. In J. S. Warm (Ed.), *Sustained attention in human performance* (pp. 61-101). Chichester: Wiley.

- Parasuraman, R. (1993). Effects of adaptive function allocation on human performance. In D. J. Garland & J. A. Wise (Eds.), *Human factors and advanced aviation technologies* (pp. 147-157). Daytona Beach, FL: Embry-Riddle Aeronautical University Press.
- Parasuraman, R. (2003). Adaptive automation matched to human mental workload. In G. R. J. Hockey, A. W. K. Gaillard & O. Burov (Eds.), *Operator functional state* (pp. 177-193). Amsterdam: IOS Press.
- Parasuraman, R., Bahri, T., Deaton, J., Morrison, J. & Barnes, M. (1992). *Theory and design of adaptive automation in aviation systems. Progress Report NAWCADWAR-92033-60*. Warminster, PA: Naval Air Warfare Center, Aircraft Division.
- Parasuraman, R., Molloy, R. & Singh, I. (1993). Performance consequences of automation-induced "complacency". *International Journal of Aviation Psychology*, 3, 1-23.
- Parasuraman, R., Mouloua, M. & Hilburn, B. (1999). Adaptive aiding and adaptive task allocation enhance human-machine interaction. In M. Scerbo & M. Mouloua (Eds.), *Automation technology and human performance. Current research and trends* (pp. 119-123). Mahwah, N. J.: Lawrence Erlbaum Associates.
- Parasuraman, R., Mouloua, M. & Molloy, R. (1996). Effects of adaptive task allocation on monitoring of automated systems. *Human Factors*, 38, 665-679.
- Parasuraman, R., Mouloua, M., Molloy, R. & Hilburn, B. (1996). Monitoring of automated systems. In R. Parasuraman & M. Mouloua (Eds.), *Automation and human performance. Theory and applications* (pp. 91-115). Mahwah, N. J.: Lawrence Erlbaum Associates.
- Parasuraman, R. & Riley, V. (1997). Humans and automation: Use, misuse, disuse, abuse. *Human Factors*, 39, 230-253.
- Parasuraman, R., Sheridan, T. B. & Wickens, C. D. (2000). A model for types and levels of human interaction with automation. *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics*, 30, 286-297.
- Parks, R. W., Crockett, D. J., Tuokko, H., Beattie, B. L., Ashford, J. W., Coburn, K. L., Zec, R. F., Becker, R. E., McGeer, P. L. & McGeer, E. G. (1989). Neuropsychological "system efficiency" and positron emission tomography. *The Journal of Neuropsychiatry & Clinical Neurosciences*, 1, 269-282.
- Paus, T., Zatorre, R. J., Hofle, N., Caramanos, Z., Gotman, J., Petrides, M. & Evans, A. C. (1997). Time-related changes in neural systems underlying attention and arousal during the performance of an auditory vigilance task. *Journal of Cognitive Neuroscience*, 9, 392-408.
- Peters, T. (1974). Mentale Beanspruchung von Büroangestellten im Schreibdienst und bei Vorzimmertätigkeit. Ergebnisse telemetrischer polygraphischer Untersuchungen. *Zentralblatt für Arbeitsmedizin und Arbeitsschutz*, 24, 197-207.

- Petersen, J. (1999). Disturbance management of complex dynamic systems using MFM. *Proceedings of the 7th conference on Cognitive Science Approaches to Process Control, Villeneuve d'Ascq, France, 21-24 September 1999*, 145-150.
- Pfendler, C. (1991). *Vergleichende Bewertung der NASA-TLX-Skala und der ZEIS-Skala bei der Erfassung von Lernprozessen (Bericht Nr. 92)*. Wachtberg: Forschungsinstitut für Anthropotechnik.
- Pflüger, E. (1875). Beiträge zur Lehre von der Respiration. I. Über die physiologische Verbrennung in den lebendigen Organismen. *Archiv für die gesamte Physiologie des Menschen und der Tiere*, 10, 251-367.
- Picard, R. & Healey, J. (1997). Affective wearables. *Personal and Ubiquitous Computing*, 1, 231-240.
- Pope, A. T. & Bogart, E. H. (1992). Identification of hazardous awareness states in monitoring environments. *SAE Transactions: Journal of Aerospace*, 101, 449-457.
- Pope, A. T., Bogart, E. H. & Bartolome, D. S. (1995). Biocybernetic system evaluates indices of operator engagement in automated task. *Biological Psychology*, 40, 187-195.
- Pope, A. T. & Palsson, O. S. (2002). Converging technologies for physiological self-regulation. In M. C. Roco & W. S. Bainbridge (Eds.), *Converging technologies for improving human performance* (pre-publication on-line version, pp. 231-239). Arlington, Virginia: National Science Foundation, Department of Commerce, United States of America.
- Posner, M. I. & Petersen, S. E. (1990). The attention system of the human brain. *Annual Review of Neuroscience*, 13, 25-42.
- Posner, M. I. & Rafal, R. D. (1987). Cognitive theories of attention and the rehabilitation of attentional deficits. In R. J. Meier, A. C. Benton & L. Diller (Eds.), *Neuropsychological rehabilitation*. Edinburgh: Churchill Livingstone.
- Powers, W. T. (1973). *Behavior: The control of perception*. Chicago: Aldine.
- Pribram, K. H. & McGuinness, D. (1975). Arousal, activation, and effort in the control of attention. *Psychological Review*, 82, 116-149.
- Prinzel III, L. J., Parasuraman, R., Freeman, F. G., Scerbo, M. W., Mikulka, P. J. & Pope, A. T. (2003). *Three experiments examining the use of electroencephalogram, event-related potentials, and heart-rate variability for real-time human-centered adaptive automation design*. NASA/TP-2003-212442 (pp. 1-62). Hampton, Virginia: NASA Langley Research Center (Online-Dokument unter http://ntrs.nasa.gov/archive/nasa/casi.ntrs.nasa.gov/20030086428_2003101268.pdf).

- Prinzel III, L. J., Pope, A. T. & Freeman, F. G. (2001). *Application of physiological self-regulation and adaptive task allocation techniques for controlling operator hazardous states of awareness* (pp. 1-17). Hampton, Virginia: NASA Langley Research Center (Online-Dokument unter http://ntrs.nasa.gov/archive/nasa/casi.ntrs.nasa.gov/20010060397_2001096953.pdf).
- Prinzel III, L. J., Pope, A. T. & Freeman, F. G. (2002). Physiological self-regulation and adaptive automation. *The International Journal of Aviation Psychology*, *12*, 179-196.
- Prinzel III, L. J., Scerbo, M. W., Freeman, F. G. & Mikulka, P. J. (1997). Behavioral and physiological correlates of a bio-cybernetic, closed-loop system for adaptive automation. In M. Mouloua & J. M. Koonce (Eds.), *Human-Automation interaction: Research and practice* (pp. 66-75). Mahwah, N. J.: Lawrence Erlbaum Associates.
- Prinzel, L. J., Freeman, F. G., Scerbo, M. W., Mikulka, P. J. & Pope, A. T. (2000). A closed-loop system for examining psychophysiological measures for adaptive task allocation. *The International Journal of Aviation Psychology*, *10*, 393-410.
- Pund, B. & Otte, D. (1999). Zusammenführung von technischen, medizinischen und psychologischen Erkenntnissen bei der Unfallrecherche vor Ort. In F. Meyer-Gramcko (Ed.), *Verkehrspsychologie auf neuen Wegen: Herausforderungen von Straße, Wasser, Luft und Schiene* (I). 37. BDP-Kongress für Verkehrspsychologie (pp. 214-234). Bonn: Deutscher Psychologen Verband.
- Rakov, G. K. & Fadeev, Y. A. (1985). Assessment of emotional stress during work activity by systems analysis of the galvanic skin reflex. *Human Physiology*, *11*, 215-220.
- Reason, J. (1990). *Human error*. Cambridge, England: Cambridge University Press.
- Reising, J. M. (1985). 2010: The symbiotic cockpit. *Proceedings of the National Aerospace Electronics Conference*.
- Richter, P. & Hacker, W. (1998). *Belastung und Beanspruchung: Stress, Ermüdung und Burnout im Arbeitsleben*. Heidelberg: Asanger.
- Riley, V. (1989). A general model of mixed-initiative human-machine systems. *Proceedings of the 33rd Annual Meeting of the Human Factors Society* (pp. 124-128). Denver, Colorado: Human Factors Society.
- Riley, V. (1996). Operator reliance on automation: Theory and data. In R. Parasuraman & M. Mouloua (Eds.), *Automation and human performance: Theory and applications* (pp. 19-35). Mahwah, N. J.: Lawrence Erlbaum Associates.
- Ringendahl, H. (2002). Neuropsychologische Syndrome. In J. Jörg (Ed.), *Neurologische Therapie* (pp. 148-160). Berlin: Springer.

- Rist, F. (1998). Psychophysiologische Erforschung des Alters. In F. Rösler (Ed.), *Enzyklopädie der Psychologie. Ergebnisse und Anwendungen der Psychophysiologie, Themenbereich C: Theorie und Forschung, Serie 1: Biologische Psychologie* (Band 5, pp. 403-426). Göttingen: Hogrefe.
- Rockstroh, B., Elbert, T., Birbaumer, N., Wolf, P., Düchting-Röth, A., Reker, M., Daum, I., Lutzenberger, W. & Dichgans, J. (1993). Cortical self-regulation in patients with epilepsy. *Epilepsy Research*, 14, 63-72.
- Roever, J. E. (1977). The depolarization of laboratory and field research: A matter of internal and external validity. *Et ceterea*, 34, 339-347.
- Rohmert, W. & Rutenfranz, J. (1976). Rationalisierung durch Pausengestaltung. In W. Brenner, W. Rohmert & J. Rutenfranz (Eds.), *Ergonomische Aspekte der Arbeitsmedizin* (pp. 221-230). Stuttgart: A. W. Genter.
- Rosch, E. & Mervis, C. B. (1975). Family resemblance: Studies in the internal structure of categories. *Journal of Cognitive Psychology*, 7, 573-605.
- Roscoe, A. H. (1978). Stress and workload in pilots. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 49, 630-636.
- Roscoe, A. H. (1987). Pilot arousal during the approach and landing. *Aviation Medicine Quarterly*, 1, 31-36.
- Roscoe, A. H. (1992). Assessing pilot workload. Why measure heart rate, HRV and respiration? *Biological Psychology*, 34, 259-287.
- Rosenthal, R. (2002). Experimenter and clinician effects in scientific inquiry and clinical practice. *Prevention & Treatment*, 5, keine Seitenangabe.
- Rouse, W. B. (1976). Adaptive allocation of decision making responsibility between supervisor and computer. In T. B. Sheridan & G. Johannsen (Eds.), *Monitoring behavior and supervisory control* (pp. 295-306). New York: Plenum Press.
- Rouse, W. B. (1977). Human-computer interaction in multitask situations. *IEEE Transactions Systems, Man and Cybernetics*, SMC-7, 293-300.
- Rouse, W. B. (1980). *Systems engineering models of human-machine interaction*. New York: Elsevier.
- Rouse, W. B. (1981). Human-computer interaction in the control of dynamic systems. *Computing Surveys*, 13, 71-99.
- Rouse, W. B. (1988). Adaptive aiding for human/computer control. *Human Factors*, 30, 431-438.
- Rouse, W. B. (1991). *Design for success: A human centered approach to designing successful products and systems*. New York: John Wiley & Sons.

- Rouse, W. B. (1994). Twenty years of adaptive aiding: Origins of the concept and lessons learned. In M. Mouloua & R. Parasuraman (Eds.), *Human performance in automated systems: Current research and trends* (pp. 28-32). Hillsdale, N. J.: Lawrence Erlbaum Associates.
- Routtenberg, A. (1968). The two-arousal hypothesis: Reticular formation and limbic system. *Psychological Review*, 75, 51-80.
- Rowe, D. W., Sibert, J. & Irwin, D. (1998). Heart rate variability: Indicator of user state as an aid to human-computer interaction. In C. M. Karat (Ed.), *Proceedings of the Conference on CHI 98 summary: Human factors in computing systems: April 18-23* (pp. 480-487). New York: ACM Press (Online-Dokument unter <http://www.seas.gwu.edu/~sibert/papers/CHI98.html>).
- Sanders, A. F. (1983). Towards a model of stress and human performance. *Acta Psychologica*, 53, 61-97.
- Sarter, N. B. (1997). Team play with a powerful and independent agent: Operational experiences and automation surprises on the Airbus A-320. *Human Factors*, 39, 553-569.
- Sarter, N. B. (2001). Human technology interface: Multimodal communication in support of coordinative functions in human-machine teams. *Journal of Human Performance in Extreme Environments*, 5, 50-54.
- Sarter, N. B. & Woods, D. D. (1995). How in the world did we ever get into that mode? Mode error and awareness in supervisory control. *Human Factors*, 37, 5-19.
- Sarter, N. B. & Woods, D. D. (1995). Strong, silent, and out-of-the-loop: Properties of advanced (cockpit) automation and their impact on human-automation interaction. *CSEL Report 95-TR-01*.
- Sarter, N. B., Woods, D. D. & Billings, C. E. (1997). Automation surprises. In G. Salvendy (Ed.), *Handbook of human factors and ergonomics* (2nd ed.). New York: John Wiley & Sons.
- Satchell, P. M. (1993). *Cockpit monitoring and alerting systems*. Aldershot, Hants: Ashgate.
- Scallen, S. F., Hancock, P. A. & Duley, J. A. (1995). Pilot performance and preference for short cycles of automation in adaptive function allocation. *Applied Ergonomics*, 26, 397-403.
- Scerbo, M. (1996). Theoretical perspectives on adaptive automation. In R. Parasuraman & M. Mouloua (Eds.), *Automation and human performance: Theory and applications* (pp. 37-63). Hillsdale, N. J.: Lawrence Erlbaum Associates.
- Scerbo, M. W., Ceglenski, P. J., Krahl, K. & Eischeid, T. (1996). Performance on a team tracking task with human and computer team mates. *Poster presented at 40th Annual Meeting of the Human Factors and Ergonomics Society, Philadelphia, PA*.

- Scerbo, M. W., Freeman, F. G. & Mikulka, P. J. (2004). Event rate changes and monitoring performance using a biocybernetic adaptive system. In D. A. Vincenzi, M. Mouloua & P. A. Hancock (Eds.), *Human performance, situation awareness and automation: Current research and trends* (pp. 17-22). Mahwah, N. J.: Lawrence Erlbaum Associates.
- Scerbo, M. W., Freeman, F. G., Mikulka, P. J., Parasuraman, R., Di Nocero, F. & Prinzel III, L. J. (2001). *The efficacy of psychophysiological measures for implementing adaptive technology* (pp. 1-66). Hampton, Virginia: NASA Langley Research Center (Online-Dokument unter <http://w3.uniroma1.it/dinocera/stuff/papers/NASA-2001-tp211018.pdf>).
- Schachter, S. & Singer, J. E. (1962). Cognitive, social and physiological determinants of emotional state. *Psychological Review*, *69*, 379-399.
- Schacter, D. L. (1977). EEG theta and psychological phenomena: A review and analysis. *Biological Psychology*, *5*, 47-82.
- Schandry, R. (1998). *Lehrbuch der Psychophysiologie. Körperliche Indikatoren psychischen Geschehens*. Weinheim: Psychologie Verlags Union.
- Schneider, R., Schmidt, S., Binder, M., Schaefer, F. & Walach, H. (2003). Respiration-related artifacts in EDA recordings: Introducing a standardized method to overcome multiple interpretations. *Psychological Reports*, *93*, 907-920.
- Schneider, W. & Shiffrin, R. M. (1977). Controlled and automatic human information processing: I. Detection, search and attention. *Psychological Review*, *84*, 1-66.
- Schrandt, N. J., Tranel, D. & Damasio, H. (1989). The effects of total cerebral lesions on skin conductance response to signal stimuli. *Neurology*, *39*(Suppl 1), 223.
- Schutte, P. C., Latorella, K. A., Comstock, J. R., Rudisill, M. & Trujillo, A. (1999). Countermeasures for skill, rule, and knowledge-based errors. *Proceedings of the Eleventh Aviation Psychology Symposium*. Columbus: Ohio State University.
- Schutte, P. C. & Willshire, K. F. (1997). Designing to control flight crew errors. *Proceedings of the IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics*, 1978-1983.
- Schwartz, D. (1989). Training for situational awareness. In R. S. Jensen (Ed.), *Proceedings of the Fifth International Symposium on Aviation Psychology* (pp. 44-54). Columbus, OH: Ohio State University.
- Schwilden, H., Stoeckel, H. & Schüttler, J. (1989). Closed-loop feedback control of Propofol anaesthesia by quantitative EEG analysis in humans. *British Journal of Anaesthesia*, *62*, 290-296.
- Shapiro, D., Mainardi, J. A. & Surwit, R. S. (1977). Biofeedback and self-regulation in essential hypertension. In G. E. Schwartz & J. Beatty (Eds.), *Biofeedback. Theory and research* (pp. 313-347). New York: Academic Press.

- Sharit, J. & Salvendy, G. (1982). External and internal environments, II. Reconsideration of the relationship between sinus arrhythmia and information load. *Ergonomics*, 25, 121-132.
- Sharpless, S. & Jasper, H. H. (1956). Habituation of the arousal reaction. *Brain*, 79, 655-680.
- Sheridan, T. B. (1987). Supervisory control. In G. Salvendy (Ed.), *Handbook of human factors* (pp. 1243-1268). New York: Wiley.
- Sheridan, T. B. (1992). *Telerobotics, automation, and human supervisory control*. Cambridge, MA: MIT Press.
- Sheridan, T. B. (1997a). From biomechanical control to large scale systems. In T. B. Sheridan & T. Van Lunteren (Eds.), *Perspectives on the human controller* (pp. 3-7). Mahwah, N. J.: Lawrence Erlbaum Associates.
- Sheridan, T. B. (1997b). Trends in human control of aircraft, railway trains, and highway vehicles. In T. B. Sheridan & T. Van Lunteren (Eds.), *Perspectives on the human controller* (pp. 157-166). Mahwah, N. J.: Lawrence Erlbaum Associates.
- Sheridan, T. B. (2002). *Humans and automation: System design and research issues*. Santa Monica, CA: Human Factors and Ergonomics Society & Wiley.
- Sheridan, T. B. & Ferrell, W. R. (1974). *Man-machine systems: Information, control, and decision models of human performance*. Cambridge: The MIT Press.
- Sheridan, T. B. & Verplank, W. (1978). *Human and computer control of undersea teleoperators*. Cambridge, MA: Man-Machine Systems Laboratory, Department of Mechanical Engineering, MIT.
- Shiffrin, R. M. & Schneider, W. (1977). Controlled and automatic human information processing: II. Perceptual learning, automatic attending, and a general theory. *Psychological Review*, 84, 127-190.
- Simanski, O., Kähler, R., Pohl, B., Hofmockel, R., Friedrich, R. & Lampe, B. P. (2003). Measurement and control of neuromuscular blockade and depth of anaesthesia. *Proceedings of the 7th European Control Conference, Cambridge (UK), 2003*.
- Simon, J. & Smith, K. U. (1956). Theory and analysis of aided pursuit tracking in relation to target speed and aided-tracking time constant. *Journal of Applied Psychology*, 40, 302-306.
- Simons, D. G. & Johnson, R. L. (1965). Heart rate patterns observed in medical monitoring. *Aerospace Medicine*, 36, 504-551.
- Singh, I. L., Molloy, R. & Parasuraman, R. (1993). Automation-induced "complacency": Development of the Complacency-Potential Rating Scale. *The International Journal of Aviation Psychology*, 3, 111-122.
- Sirevaag, E. J., Kramer, A. F., Coles, M. G. & Donchin, E. (1989). Resource reciprocity: An event-related brain potentials analysis. *Acta Psychologica*, 70, 77-97.

- Slameca, N. J. & Graf, P. (1978). The generation effect: Delineation of a phenomenon. *Journal of Experimental Psychology: Human Learning and Memory*, 4, 592-604.
- Smith, R. L. (1966). *Monotony and motivation: A theory of vigilance*. Los Angeles, CA: Dunlop and Associates, Inc.
- Smith, T. J. & Smith, K. U. (1987). Feedback-control mechanisms of human behavior. In G. Salvendy (Ed.), *Handbook of human factors* (pp. 251-293). New York: John Wiley & Sons.
- Sokolov, E. N. (1963). *Perception and the conditioned reflex*. Oxford: Pergamon.
- Sokolov, E. N. (1975). The neuronal mechanisms of the orienting reflex. In E. N. Sokolov & O. S. Vinogradova (Eds.), *Neuronal mechanisms of the orienting reflex* (pp. 217-235). New York: Wiley.
- Sorkin, R. (1988). Why are people turning off our alarms? *Journal of Acoustical Society of America*, 84, 1107-1108.
- Statistical Package SPSS 12.0 G* (2003). ©SPSS Inc., 2003.
- Sterman, M. B. & Mann, C. A. (1995). Concepts and applications of EEG analysis in aviation performance evaluation. *Biological Psychology*, 40, 115-130.
- Stokes, A. & Kite, K. (1994). *Flight stress: Stress, fatigue, and performance in aviation*. Cambridge, England: Cambridge University Press.
- Straussberger, S. & Gordon, R. (2006). Vigilance in ATC: The quest for a definition – an applied perspective. In D. de Waard, K. A. Brookhuis & A. Toffetti (Eds.), *Developments in human factors in transportation, design, and evaluation*. Maastricht, the Netherlands: Shaker Publishing.
- Streitberg, B., Röhmel, J., Herrmann, W. M. & Kubicki, S. (1987). COMSTAT rule for vigilance classification based on spontaneous EEG activity. *Neuropsychobiology*, 17, 105-117.
- Strom, J. C. & Buck, R. W. (1979). Staring and participants' sex: Physiological and subjective reactions. *Personality and Social Psychology Bulletin*, 5, 114-117.
- Svensson, E. A. & Wilson, G. F. (2002). Psychological and psychophysiological models of pilot performance for systems development and mission evaluation. *The International Journal of Aviation Psychology. Special issue: Flight psychophysiology*, 12, 95-110.
- Tarrière, C., Hartemann, E., Sfez, E., Chaput, D. & Petit-Poilvert, C. (1988). Some ergonomic features of the driver-vehicle-environment interface. *SAE Technical Paper Series* (No. 885051, pp. 405-427). Warrendale, PA: Society of Automotive Engineers.
- Tassi, P., Bonnefond, A., Hoeft, A., Eschenlauer, R. & Muzetand, A. (2003). Arousal and vigilance: Do they differ? Study in a sleep inertia paradigm. *Sleep Research Online*, 5, 83-87.

- Tattersall, A. J. & Fairclough, S. H. (2003). Adaptive automation and modes of control. In G. R. J. Hockey, A. W. K. Gaillard & O. Burov (Eds.), *Operator functional state* (pp. 238-248). Amsterdam: IOS Press.
- Taylor, F. W. (1913). *Die Grundsätze wissenschaftlicher Betriebsführung*. München: Oldenbourg.
- Thackray, R. I. (1980). Boredom and monotony as a consequence of automation: A consideration of the evidence relating boredom and monotony to stress. *FAA Office of Aviation Medicine Report* (FAA-AM-80-1). Washington, D. C.: U. S. Department of Transportation/FAA (Online-Dokument unter <http://www.faa.gov/library/reports/medical/oamtechreports/1980s/media/AM80-01.pdf>).
- Thackray, R. I. (1981). The stress of boredom and monotony: A consideration of the evidence. *Psychosomatic Medicine*, *43*, 165-176.
- Thackray, R. I., Jones, K. N. & Touchstone, R. M. (1973). Self-estimates of distractibility as related to performance decrement on a task requiring sustained attention. *Ergonomics*, *16*, 141-152.
- Thackray, R. I. & Touchstone, R. M. (1980). An exploratory investigation of various assessment instruments as correlates of complex visual monitoring performance. *FAA Office of Aviation Medicine Report* (FAA-AM-80-17). Washington, D. C.: U. S. Department of Transportation/FAA (Online-Dokument unter <http://www.faa.gov/library/reports/medical/oamtechreports/1980s/media/AM80-17.pdf>).
- Thackray, R. I. & Touchstone, R. M. (1989). Detection efficiency on an air traffic control monitoring task with and without computer aiding. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, *60*, 744-748.
- Thayer, R. E. (1989). *The biopsychology of mood and arousal*. New York: Oxford University Press.
- Themenheft psychische Belastung und Beanspruchung (2002). *Zeitschrift für Arbeitswissenschaft*, *56*(1+2).
- Thiffault, P. & Bergeron, J. (2003). Fatigue and individual differences in monotonous simulated driving. *Personality and Individual Differences*, *34*, 159-176.
- Tracy, G. (1993). *Awareness in the operating room: A patient's view* (pp. 349-353). Englewood Cliffs, N. J.: Prentice Hall.
- Treisman, A. M. (1960). Verbal cues, language, and meaning in selective attention. *Quarterly Journal of Experimental Psychology*, *12*, 242-248.
- Treisman, A. M. (1964). Selective attention in man. *British Medical Bulletin*, *20*, 12-16.
- Trotman, S. C. A. & Hammond, G. R. (1979). Sex differences in task-dependent EEG asymmetries. *Psychophysiology*, *16*, 429-431.

- Tsang, P. S. & Vidulich, M. A. (2006). Mental workload and situation awareness. In G. Salvendy (Ed.), *Handbook of human factors and ergonomics* (3rd ed., pp. 243-268). New York: John Wiley & Sons.
- Tsang, P. & Wilson, G. F. (1997). Mental workload. In G. Salvendy (Ed.), *Handbook of human factors and ergonomics* (2nd ed., pp. 417-449). New York: John Wiley & Sons.
- Udris, I. (1976). Zur Skalierung der „allgemeinen zentralen Aktiviertheit“ (AZA) nach Bartenwerfer. In J. Nitsch & I. Udris (Eds.), *Beanspruchung im Sport. Training und Beanspruchung* (pp. 103-115). Bad Homburg: Wilhelm-Limpert-Verlag.
- Ulich, E. (2001). *Arbeitspsychologie* (pp. 7-62 und 291-387). Zürich/Stuttgart: vdf/Schäffer-Poeschel.
- Vallacher, R. R. & Wegner, D. M. (1987). "What do people think they're doing?" Action identification and human behavior. *Psychological Review*, *94*, 3-15.
- Veltman, H. J. A. (2002). A comparative study of psychophysiological reactions during simulator and real flight. *The International Journal of Aviation Psychology. Special issue: Flight psychophysiology*, *12*, 33-48.
- Veltman, H. J. A. & Gaillard, A. W. K. (1996). Physiological indices of workload in a simulated flight task. *Biological Psychology*, *42*, 323-342.
- Veltman, H. J. A. & Gaillard, A. W. K. (1998). Physiological workload reactions to increasing levels of task difficulty. *Ergonomics*, *41*, 656-669.
- Veltman, H. J. A. & Jansen, C. (2003). Differentiation of mental effort measures: Consequences for adaptive automation. In G. R. J. Hockey, A. W. K. Gaillard & O. Burov (Eds.), *Operator functional state* (pp. 249-259). Amsterdam: IOS Press.
- Veltman, H. J. A. & Jansen, C. (2004). The adaptive operator. In D. A. Vincenzi, M. Mouloua & P. A. Hancock (Eds.), *Human performance, situation awareness and automation: Current research and trends* (Vol. II, pp. 7-10). Mahwah, N. J.: Lawrence Erlbaum Associates.
- Wallin, B. G. (1981). Sympathetic nerve activity underlying electrodermal and cardiovascular reactions in man. *Psychophysiology*, *18*, 470-476.
- Warm, J. S. (1984). *Sustained attention in human performance*. New York: Wiley.
- Welch, G. & Bishop, G. (2006). An introduction to the Kalman filter. *TR 95-041 (updated 24 July 2006)*. Chapel Hill, NC 27599-3175: Department of Computer Science, University of North Carolina at Chapel Hill (Online-Dokument unter http://www.cs.unc.edu/~welch/media/pdf/kalman_intro.pdf).
- Wickens, C. D. (1984). Processing resources in attention. In R. Parasuraman & D. R. Davies (Eds.), *Varieties of attention* (pp. 63-102). Orlando, FL: Academic Press.
- Wickens, C. D. (1991). Processing resources and attention. In D. L. Damos (Ed.), *Multiple task performance* (pp. 3-34). Washington, D. C.: Taylor & Francis.

- Wickens, C. D. (1992). *Engineering psychology and human performance*. New York: Harper Collins.
- Wickens, C. D. (2001). Workload and situation awareness. In P. A. Hancock & P. A. Desmond (Eds.), *Stress, workload, and fatigue* (pp. 443-450). Mahwah, N. J.: Lawrence Erlbaum Associates.
- Wickens, C. D., Gordon, S. E. & Liu, Y. (1998). *An introduction to human factors engineering* (pp. 259-287 und 493-511). New York: Addison Wesley Longman Inc.
- Wickens, C. D. & Hollands, J. G. (2000a). Complex systems, process control, and automation. In C. D. Wickens & J. G. Hollands (Eds.), *Engineering psychology and human performance* (pp. 513-556). New York: Prentice-Hall Inc.
- Wickens, C. D. & Hollands, J. G. (2000b). Stress and human error. In C. D. Wickens & J. G. Hollands (Eds.), *Engineering psychology and human performance* (pp. 480-556). New York: Prentice-Hall Inc.
- Wickens, C. D. & Kessel, C. (1979). The effect of participatory mode and task workload on the detection of dynamic system failures. *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics*, 9, 24-34.
- Wieland, R. & Baggen, R. (1999). Bewertung und Gestaltung der Arbeit auf der Grundlage psychophysiologischer Beanspruchungsanalysen. *Wuppertaler Psychologische Berichte, Heft 1*, 2-19.
- Wiener, E. L. (1973). Adaptive measurement of vigilance decrement. *Ergonomics*, 16, 353-363.
- Wiener, E. L. (1981). Complacency: Is the term useful for air safety? *Proceedings of the 26th Corporate Aviation Safety Seminar* (pp. 116-125). Denver, Colorado: Flight Safety Foundaton, Inc.
- Wiener, E. L. (1985). Beyond the sterile cockpit. *Human Factors*, 27, 75-90.
- Wiener, E. L. (1988). Cockpit automation. In E. L. Wiener & D. C. Nagel (Eds.), *Human factors in aviation* (pp. 111-155). San Diego: Academic Press.
- Wiener, E. L. (1989). *Human factors of advanced technology ("glass cockpit") transport aircraft (NASA contractor report No. 177528)*. Moffet Field, CA: NASA-Ames Research Center.
- Wiener, E. L. (1993). Life in the second decade of the glass cockpit. *Proceedings of the Seventh International Symposium on Aviation Psychology*. Columbus, Ohio: Ohio State University.
- Wiener, E. L. & Curry, R. E. (1980). Flight-deck automation: Promises and problems. *Ergonomics*, 23, 955-1011.
- Wiener, N. (1948). *Cybernetics, or control and communication in the animal and the machine*. New York: Wiley.

- Wientjes, C. J. E. (1992). Respiration in psychophysiology: Methods and applications. *Biological Psychology*, *34*, 179-203.
- Wientjes, C. J. E., Grossman, P., Gaillard, A. W. K. & Defares, P. B. (1986). Individual differences in respiration and stress. In R. Hockey, A. W. K. Gaillard & M. Coles (Eds.), *Energetics and human information processing* (pp. 317-327). Dordrecht, The Netherlands: Nijhoff.
- Wierwille, W., Rahimi, M. & Casali, J. (1985). Evaluation of 16 measures of mental workload using a simulated flight task emphasizing mediational activity. *Human Factors*, *27*, 489-502.
- Wilder, J. (1931). Das „Ausgangswert-Gesetz“, ein unbeachtetes biologisches Gesetz und seine Bedeutung für Forschung und Praxis. *Zeitschrift für die gesamte Neurologie und Psychiatrie*, *137*, 317-338, bzw. *Klinische Wochenschrift*, *10*, 1889-1893.
- Wilder, J. (1967). *Stimulus and response: The law of initial value*. Bristol: J. Wright.
- Wilkinson, R. T. & Houghton, D. (1982). Field test of arousal: A portable reaction timer with data storage. *Human Factors*, *24*, 487-493.
- Wilson, G. F. (2002). An analysis of mental workload in pilots during flight using multiple psychophysiological measures. *The International Journal of Aviation Psychology*, *12*, 3-18.
- Wilson, G. F. & Eggemeier, F. T. (1991). Psychophysiological assessment of workload in multi-task environments. In D. L. Damos (Ed.), *Multiple-task performance* (pp. 329-360). London, Washington, D. C.: Taylor & Francis.
- Wilson, G. F. & Hankins, T. (1994). EEG and subjective measures of private pilot workload. *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society. 38th annual meeting*, 1322-1325.
- Wilson, G. F. & O'Donnell, R. D. (1988). Measurement of operator workload with the neuropsychological workload test battery. In P. A. Hancock & N. Meshkati (Eds.), *Human mental workload* (pp. 63-99). Amsterdam: Elsevier.
- Wilson, G. F., Purvis, B., Skelly, J., Fullenkamp, P. & Davis, I. (1987). Physiological data used to measure pilot workload in actual flight and simulator conditions. *Proceedings of the Human Factors Society 31st Annual Meeting* (pp. 779-783). Santa Monica, CA: Human Factors Society.
- Wilson, G. F., Skelly, J. & Purvis, B. (1989). Reactions to emergency situations in actual and simulated flight. *AGARD Conference Proceedings: Human behavior in high stress situations in aerospace operations* (pp. 9-13). Paris: AGARD.

- Woods, D. D. (1989). The effects of automation on human's role: Experience from non-aviation industries. In S. Norman & H. Orlady (Eds.), *Flight deck automation: Promises and realities* (NASA Conference Publication 10036, pp.61-85). Moffett Field, CA: NASA Ames Research Center.
- Woods, D. D. (1996). Decomposing automation: Apparent simplicity, real complexity. In R. Parasuraman & M. Mouloua (Eds.), *Automation and human performance: Theory and applications* (pp. 3-17). Mahwah, N. J.: Lawrence Erlbaum Associates.
- Woods, D. D. & Patterson, E. S. (2001). How unexpected events produce an escalation of cognitive and coordinative demands. In P. A. Hancock & P. A. Desmond (Eds.), *Stress, workload and fatigue* (pp. 290-304). Hillsdale, N. J.: Lawrence Erlbaum Associates.
- Woods, D. D. & Sarter, N. B. (2000). Learning from automation surprises and "going sour" accidents. In N. B. Sarter & R. Amalberti (Eds.), *Cognitive engineering in the aviation domain* (pp. 327-353). London: Lawrence Erlbaum Associates.
- Wright, N. & McGown, A. (2001). Vigilance on the civil flight deck: Incidence of sleepiness and sleep during long-haul flights and associated changes in physiological parameters. *Ergonomics*, 44, 82-116.
- Yamamoto, Y. & Isshiki, H. (1992). Instrument for controlling drowsiness using galvanic skin reflex. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 30, 562-564.
- Yerkes, R. M. & Dodson, J. D. (1908). The relation of strength of stimulus to rapidity of habit-formation. *Journal of Comparative Neurology and Psychology*, 18, 459-482.
- Zaidel, D. M. (1985). Driver alerting devices – new technology, old problems. *Proceedings of the Ninth Congress of the International Ergonomics Association, 2-6 September 1985, Bournemouth, England* (pp. 436-438). London: Taylor & Francis.
- Zijlstra, F. R. H. & van Doorn, L. (1985). *The construction of a scale to measure perceived effort (No. P85 Z11 INT)*. Delft: Department of Philosophy and Social Sciences, Delft University of Technology.
- Zschocke, S. (2002). *Klinische Elektroenzephalographie*. Berlin: Springer Verlag.
- Zuckerman, M. (1994). *Behavioral expressions and biosocial bases of sensation seeking*. Cambridge: Cambridge University Press.
- Zuckerman, M., Kolin, I., Price, L. & Zoob, I. (1964). Development of a sensation seeking scale. *Journal of Consulting Psychology*, 28, 477-482.

8. Anhang

Cockpitinstrumente	A 2
---------------------------------	------------

Fragebogen

Händigkeitsfragebogen	A 3
Fragebogen zum Beanspruchungserleben	A 4
Skala zur Allgemeinen Zentralen Aktiviertheit (AZA)	A 5
Anstrengungsskala	A 6

Experiment 1

Einwilligungserklärung Experiment 1	A 7
Flugaufgabe/Instruktion Experiment 1	A 8
z-Werte der Atemtiefe.....	A 10
Ableitschema EEG.....	A 11
Abbildungen EEG-Areale.....	A 12
Abbildungen EEG-Elektroden der Mittellinie	A 14
Deskriptive Statistik EEG-Areale	A 16
Deskriptive Statistik EEG-Elektroden der Mittellinie	A 18

Experiment 2

Einwilligungserklärung Experiment 2	A 19
---	------

Experiment 3

Einwilligungserklärung Experiment 3	A 20
Flugaufgabe/Instruktion Experiment 2+3	A 21
Instruktion zum Vorlesen.....	A 22
Darstellung der 24 Yoked-Control-Paarlinge	A 23

Erklärung	A 47
------------------------	-------------

Cockpit-Instrumente

COCKPIT

Instrumente und Anzeigen:

- Magnet-Kompass
- VOR-Anzeige mit CDI-Handel
- Höhenmesser
- Variometer
- künstlicher Horizont
- Kurskreisel
- Drehzahl-Anzeige
- Wendeleiger
- Benzin-pumpe
- Tank-Wahlschalter
- Tankanzeige links/rechts
- Gashelbel

Steuerungen und Schalter:

- Start Fuel Pump
- Elevator Trim
- Landing Gear
- Tank Selector

Legende:

- Start Fuel Pump
- ID
- DME H1 H2
- COMM
- STBY FREQ
- IAV 1
- STBY FREQ
- IAV 2
- STBY FREQ
- Gyro HDG
- OBS 1
- OBS 2
- Altimeter Setting
- UP
- DOWN
- nose up
- nose down
- LEFT
- RIGHT

Vp-Nr.: _____ Alter: _____ Geschlecht: männl./weibl.
Beruf: _____

Händigkeitsfragebogen

Bitte geben Sie die Hand an, mit der Sie bevorzugt die folgenden Tätigkeiten ausführen.
Tragen Sie dafür ein Kreuz (+) in die entsprechende Spalte ein.

Wenn die Bevorzugung einer Hand so stark ist, dass Sie nur unter Zwang die andere Hand benutzen würden, tragen Sie zwei Kreuze (+ +) in das entsprechende Feld ein.

Sollten Sie sich nicht sicher sein, welcher Hand Sie den Vorzug geben, tragen Sie ein Kreuz (+) in beiden Spalten ein.

Einige der Tätigkeiten erfordern den Gebrauch beider Hände. In diesen Fällen ist in Klammern angegeben, für welchen Teil der Tätigkeit die bevorzugte Hand angegeben werden soll.

Bitte beantworten Sie alle Fragen und lassen Sie nur dann eine Zeile frei, wenn Sie keinerlei Erfahrung mit dieser Tätigkeit haben.

	Tätigkeit	links	rechts
1	Schreiben		
2	Zeichnen		
3	Werfen		
4	Schere		
5	Zahnbürste		
6	Messer (ohne Gabel)		
7	Löffel		
8	Besen (obere Hand)		
9	Streichholz anzünden (Streichholz)		
10	Schachtel öffnen (Deckel)		
I	Mit welchem Fuß kicken sie bevorzugt?		
II	Welches Auge benutzen Sie , wenn Sie nur eines benötigen?		

Händigkeit des Vaters: _____

Händigkeit der Mutter: _____

Linkshänder in der Familie bekannt? JA/NEIN

HQ: _____ BITTE NICHT AUSFÜLLEN Decil: _____

Fragebogen zum Beanspruchungserleben (Hemmann, Merboth & Richter, 2001)

TU Dresden	Ratings zum Beanspruchungserleben	Seite 1
------------	--	------------

Vp-Nr.:

Alter:

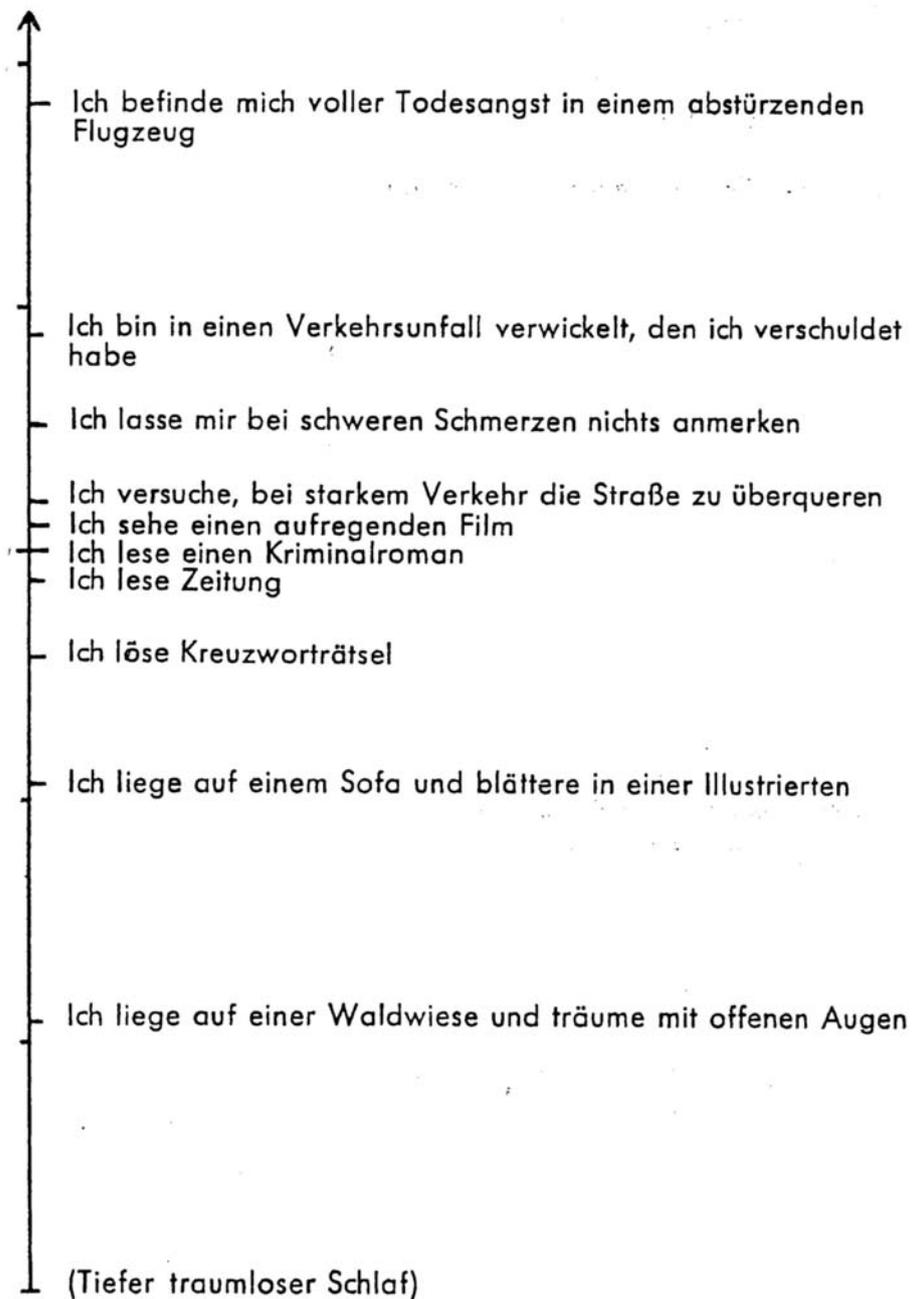
Geschlecht: männlich
 weiblich

Datum:

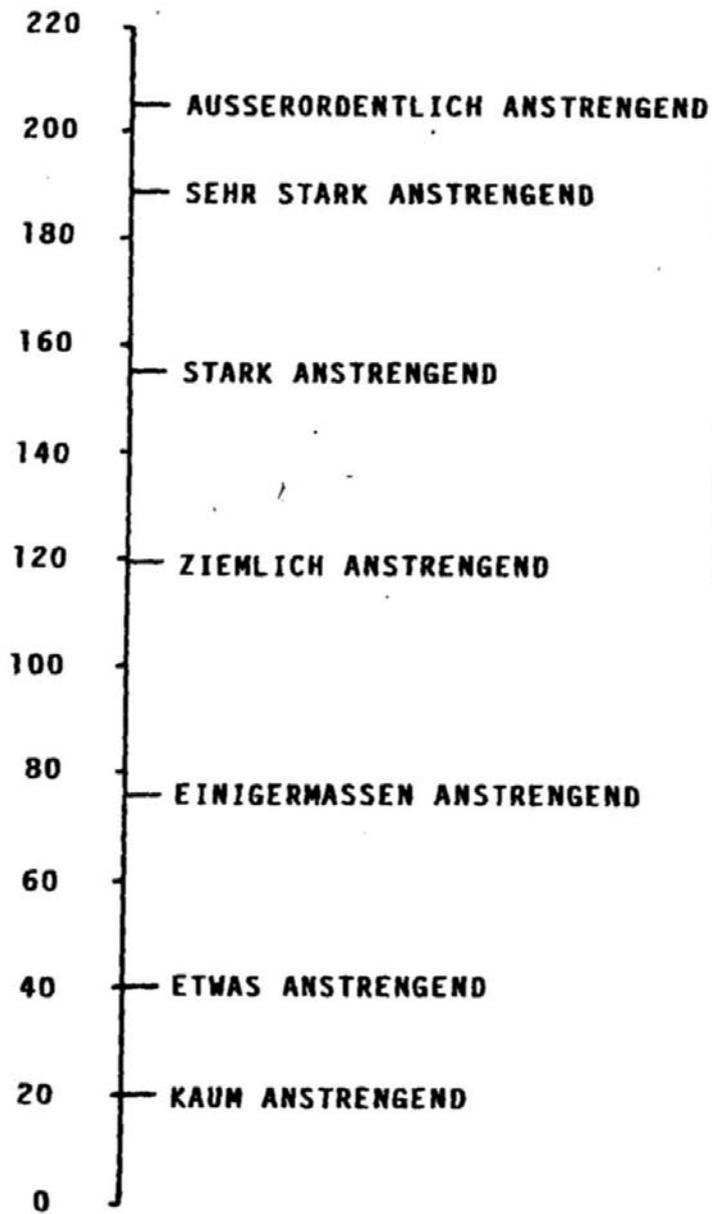
Bitte kreuzen Sie an, zu welchem Zeitpunkt Sie diesen Fragebogen ausfüllen:

Beginn	Ende

Fühlen Sie sich im Moment...	überhaupt nicht (1)	(2)	(3)	(4)	(5)	sehr (6)
gut gelaunt?						
energiegeladen?						
unerfahren?						
müde?						
unterfordert?						
unkonzentriert?						
heiter?						
unsicher?						
frisch?						
verärgert?						
erschöpft?						
nervös?						
lustlos?						
niedergeschlagen?						
gereizt?						
reaktionsschnell?						
gehetzt?						
entschlussfreudig?						
gelangweilt?						
entspannt?						

Skala zur Allgemeinen Zentralen Aktiviertheit (Bartenwerfer, 1969)

Anstrengungsskala (Eilers, Nachreiner & Hänecke, 1986)



Einwilligungserklärung Experiment 1

Sehr geehrte(r) Versuchsteilnehmer(in),

es freut uns sehr, dass Sie an unserer Flugsimulator-Untersuchung teilnehmen möchten. Ihre Aufgabe in den folgenden Experimenten wird darin bestehen, ein Sportflugzeug nur nach Instrumenten, d. h. ohne Bodensicht, auf Kurs und Höhe zu halten.

Ablauf Termin 1 (ca. 2 Stunden):

1. Zunächst werden Sie über die grundlegenden Instrumente eines Flugzeug-Cockpits und deren Funktionen informiert.
2. Anschließend erhalten Sie die Gelegenheit, das erworbene Wissen in einer Flugaufgabe zur Anwendung zu bringen.

Ablauf Termin 2 (ca. 3 Stunden):

Während der Durchführung der Flugaufgabe werden physiologische Maße abgeleitet werden, um Ihre körperlichen Reaktionen während des Experiments zu erfassen (Herzaktivität, Atmung, elektrodermale Aktivität, EEG). Hierzu werden entsprechende Elektroden angelegt werden, was aber völlig ungefährlich ist. Darüber hinaus werden Ihnen Fragebögen zum Experiment vorgelegt.

Da die Messapparatur sehr empfindlich auf Bewegungen reagiert, vermeiden Sie bitte während der Untersuchung ruckartige und hektische Bewegungen sowie Räuspern, Husten oder Niesen. Zu Ihrer Sicherheit haben wir im Labor eine Kamera sowie eine Wechselsprechanlage installiert. Die Kamera dient ausschließlich der Überwachung und es werden keine Aufzeichnungen gespeichert. Sämtliche erfasste Daten werden anonym unter einer Versuchspersonen-Nr. gespeichert und nicht an Dritte weitergegeben.

Für Ihre Teilnahme bedanken wir uns herzlich!

Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass ich von den Versuchsbedingungen Kenntnis genommen habe und dass meine Teilnahme am Flugsimulator-Experiment freiwillig erfolgt.

Mir ist bekannt, dass ich das Experiment auf eigenen Wunsch jederzeit abbrechen kann.

Wuppertal, den

.....

Unterschrift des Teilnehmers

Instruktion Flugaufgabe (Experiment 1)

1. Abflug (departure) ist in Frankfurt (EDDF).
2. Als Startbahn (runway) wird EDDF-07L gewählt.
3. Cockpit einblenden
4. Der Magnetkompass oben rechts dreht sich entsprechend der Startbahnausrichtung auf **7** (für 070 Grad - wichtig für anschließende Gyro-Einstellung).
5. Towerfrequenz von **119.90 MHz** über den COMM-Drehschalter wählen und mit der ID-Taste vom STBY FREQ-Modus in den USE-Modus wechseln.
6. Zur Funknavigation werden folgende Einstellungen vorgenommen:
 - Navigation 1 (NAV 1): **113.85 MHz** (das ist die Frequenz des Drehfunkfeuers Erfurt) einstellen und mit ID-Taste von STBY FREQ-Modus in den USE-Modus wechseln
 - ➔ das dazugehörige „zu erfliegende“ Radial wird über den Drehschalter **OBS 1** auf **055 Grad** eingestellt.
7. In Übereinstimmung mit dem Magnetkompass wird über den Drehschalter **GYRO-HDG** ein Kurs von **070 Grad** gewählt.
8. Nun starten Sie die Maschine und fliegen los:
 - a) Über den Tankwahlschalter (tank selector) werden beide Tanks gefüllt und ein Tank ausgewählt (links oder rechts).
 - b) Schalten Sie die Treibstoffpumpe ein (pump on), die rote Kontrolllampe leuchtet.
 - c) Vergewissern Sie sich, dass der Gashebel zurückgezogen ist, d. h. auf Sie zeigt.
 - d) Drücken Sie nun die Starttaste und warten Sie, bis der Drehzahlmesser auf **1000 RPM (10)** steht.
 - e) Schieben Sie den Gashebel langsam ganz nach vorne, d. h. geben Sie Vollgas.
 - f) Bei einer Geschwindigkeit von **ca. 70 Knoten** ziehen Sie das Steuerhorn vorsichtig zu sich heran, so dass die Maschine „abhebt“ (**1. Teilstrich** auf dem blauen Teil des künstlichen Horizonts).
 - g) Fahren Sie danach das Landefahrwerk ein, indem Sie den Hebel „**landing gear**“ nach oben drücken (**UP**); die drei grünen Kontrolllampen erlöschen.
 - h) Schalten Sie die Treibstoffpumpe aus (**pump off**); die rote Kontrolllampe erlischt.
 - i) Lassen Sie die Maschine **bis 2000 Fuß** steigen (2 auf dem Höhenmesser).
 - j) Fliegen Sie weiter geradeaus bei **ca. 070 Grad (7)** und versuchen Sie dabei, eine Geschwindigkeit von **ca. 120 Knoten** zu halten bei einer Drehzahl von **ca. 2500 RPM (25)**, was Sie über den Gashebel korrigieren können.
 - k) Zur Feinabstimmung der Flughöhe können Sie den schwarzen Trimmhebel verwenden, so dass der Variometer-Zeiger **auf 0** bleibt.

(Forts.)

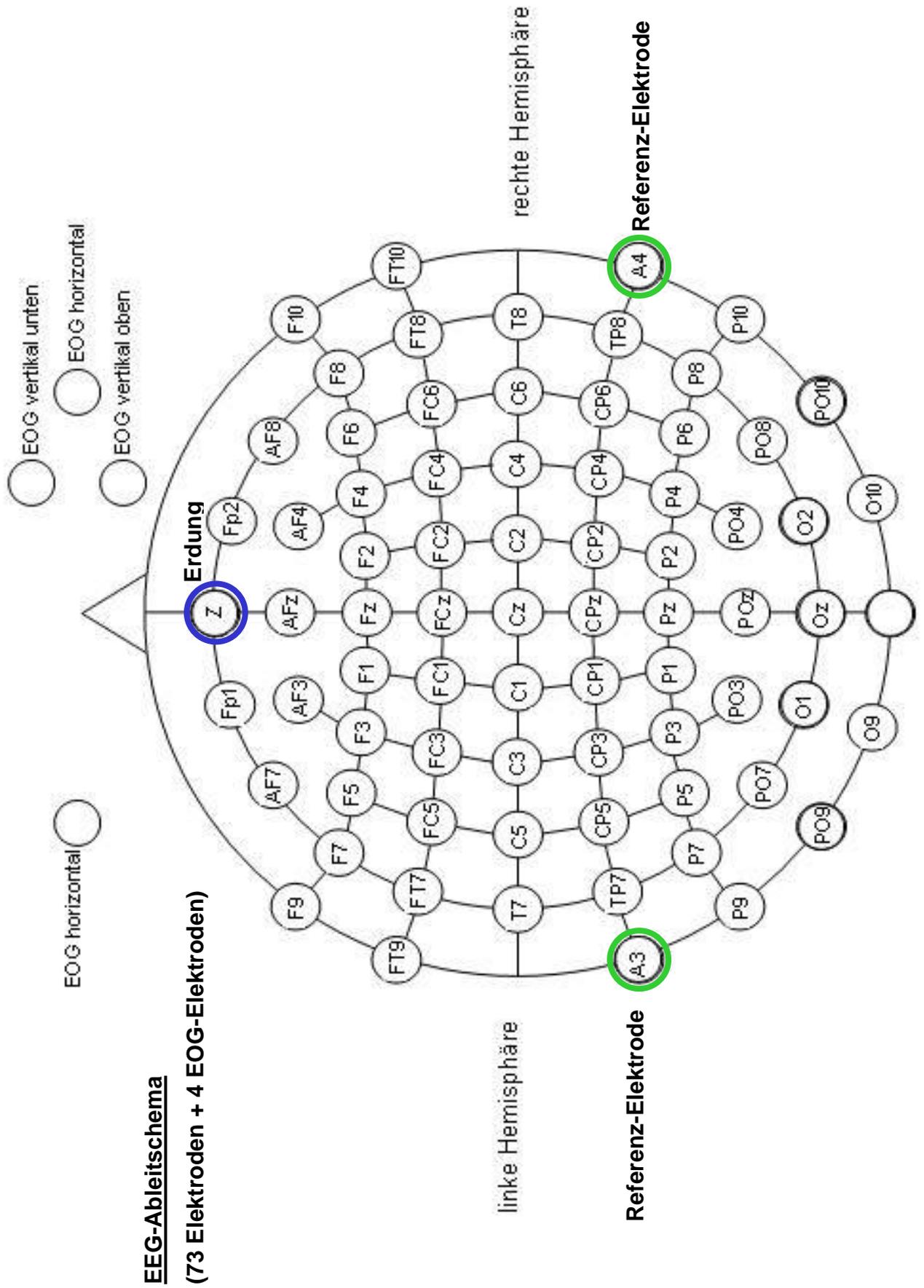
Instruktion Flugaufgabe (Experiment 1 Forts.)

9. Über die Tastatur werde ich später über die Funktion „move mode“ folgende Einstellungen vornehmen, mit denen wir die Maschine auf eine Höhe von 10000 Fuß bringen:
 - Referenz-Navigationsfrequenz: None
 - Rad: 0
 - Dist: 0
 - Alt: 10000 Fuß
 - Hdg: 055 Grad und OK
10. Achten Sie auf den Magnetkompass und stellen Sie über den Drehschalter **GYRO HDG** den entsprechenden Kurs ein (**055 Grad**).
11. Drehen Sie die Nadel der NAV1-Anzeige über den **OBS 1-Drehschalter** in die Mitte und fliegen Sie dann den angezeigten Kurs (**ca. 060 Grad**).
12. Versuchen Sie nun, Kurs und Höhe stabil zu halten. Beobachten Sie hierzu regelmäßig die Cockpit-Instrumente (*scanning*). Bei einer Höhendifferenz von **mehr als 100 Fuß** regulieren Sie diese bitte – wenn möglich – über den Gashebel.
13. Kontrollieren Sie bitte auch regelmäßig den **Tankfüllstand** und schalten Sie ggfs. auf den anderen Tank um, wobei Sie vorher die Benzinpumpe aktivieren und nach dem Tankwechsel wieder ausschalten müssen.
14. Bei dieser Aufgabe werden unvorhergesehene Windeinflüsse eingestreut, die sowohl den Flugkurs als auch die Flughöhe beeinflussen können. Orientieren Sie sich an der VOR-Anzeige für **NAV 1**, um bei Abweichungen von Sollkurs und –höhe entsprechend gegensteuern zu können. Bitte fliegen Sie nicht mehr als 30°-Kurven (erster großer Teilstrich oben im künstlichen Horizont). Bei einer Abweichung von **2 Längsstrichen** auf der VOR-Skala steuern Sie bitte um 30 Grad in Richtung der ausgewanderten CDI-Nadel (d. h. bei einem eingestellten VOR-Kurs **von 060 Grad** und einem Auswandern der Nadel nach rechts erfolgt bei der vorliegenden Aufgabe eine Rechtskurve **auf 090 Grad = E**). Sobald die CDI-Nadel wieder zur Mitte zurückgekehrt ist, kurven Sie bitte nicht wieder auf den ursprünglichen Kurs von 060 Grad ein, sondern **auf 080 Grad**, um gegen den Wind zu halten.

Sollte die Nadel um 2 Längsstriche nach links auswandern, kurven Sie bitte auf **050 Grad**. Sobald die Nadel sich wieder in der Mitte befindet, schlagen sie bitte den ursprünglichen Kurs von **060 Grad** ein.

Experiment 1: z-transformierte Werte der Atemtiefe sowie die den z-Werten zugrundeliegenden Werte (M und SD) für jede Vp

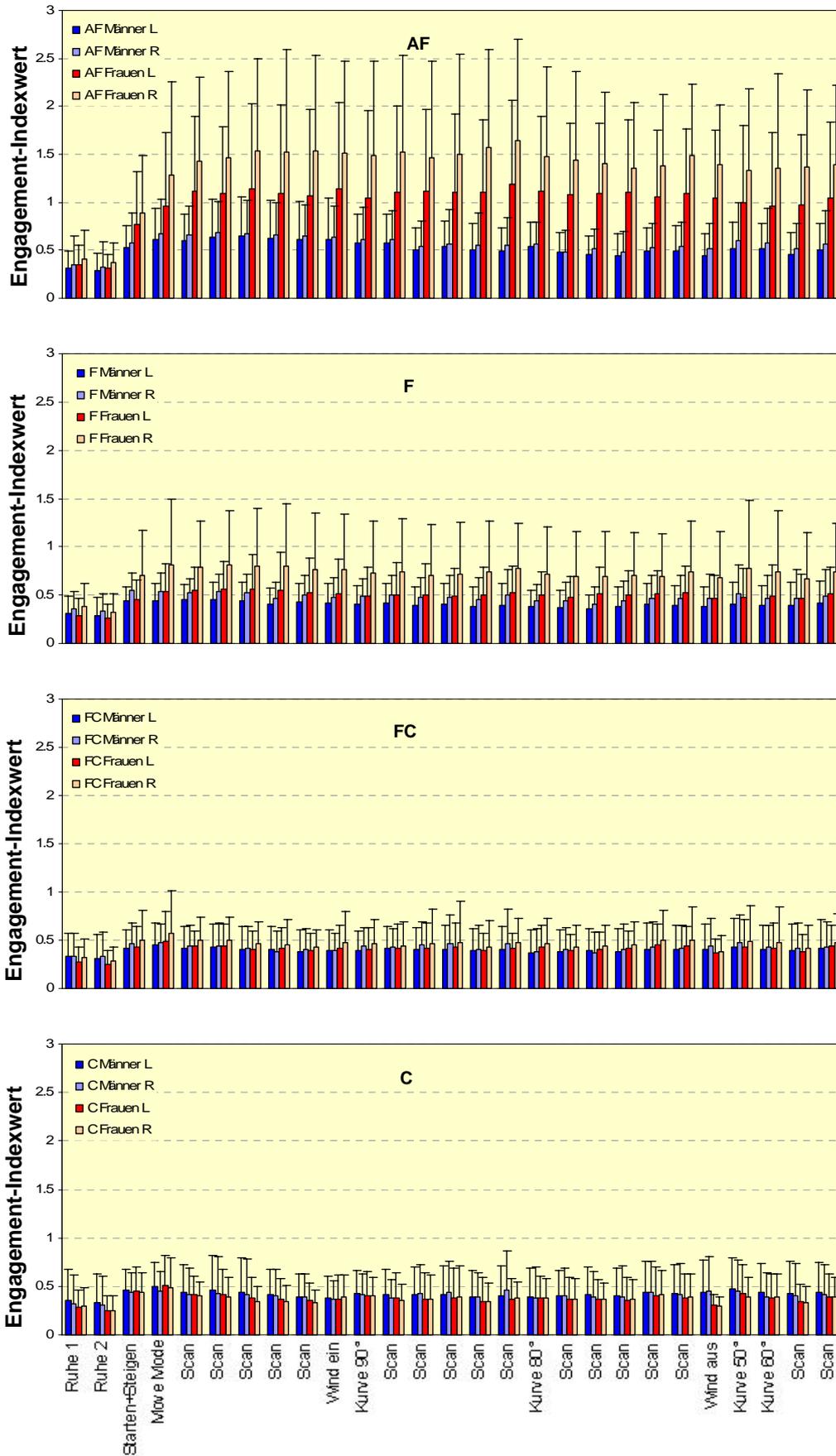
Vp	M	SD	Ruhe 2	Starten +Steigen	Move Mode	Scan	Wind ein	Kurve 90°	Scan	Wind aus	Kurve 50°
1	0.317	0.074	1.396	-2.413	0.035	0.035	-1.733	-2.005	0.171	0.171	-2.005
2	0.272	0.075	1.968	-1.884	-0.157	0.374	-1.485	-1.884	0.639	0.905	-0.954
3	7.922	2.203	1.256	-2.166	0.249	0.725	-1.421	-1.730	1.556	-0.650	-1.816
4	12.990	3.672	1.607	-2.065	-0.215	0.387	-1.370	-2.176	0.250	0.673	-2.367
5	13.973	4.219	0.687	-1.800	1.044	0.502	-1.290	-1.532	0.153	0.040	-1.984
6	20.530	5.051	-0.388	-1.764	1.222	-0.432	-1.895	-1.394	0.139	0.572	-0.903
7	11.029	4.900	-0.371	-1.794	-0.941	-0.451	-0.955	-1.267	0.643	0.762	-0.688
8	13.726	3.530	0.925	-2.294	-1.704	0.800	-1.299	-1.775	0.653	0.239	-1.719
9	18.017	4.562	2.155	-2.165	-0.519	0.487	-1.225	-1.556	0.005	0.174	-2.014
10	14.928	4.335	-0.604	-1.866	-0.525	1.041	-0.440	-1.215	0.999	1.301	-1.833
11	17.076	4.700	-0.497	-2.325	-0.403	0.512	-1.233	-1.925	0.680	0.965	-1.680
12	20.076	4.799	-0.462	-2.573	1.095	0.626	-1.287	-1.747	-0.101	0.141	-1.685
13	14.700	4.727	3.308	-1.618	-0.298	0.819	-0.652	-1.333	0.495	0.975	-1.883
14	4.967	1.444	1.006	-2.664	-0.171	0.314	-1.085	-1.923	-0.171	0.355	-1.951
15	1.745	0.576	2.441	-0.946	1.433	1.312	-1.450	-1.276	0.217	0.217	-2.232
16	1.621	0.537	-1.082	-1.119	1.505	0.034	-1.529	-1.510	1.877	0.704	-0.803
17	1.796	0.615	2.168	-1.847	0.055	-0.173	-1.749	-1.815	0.737	0.981	-1.717
18	4.483	1.217	0.606	-2.238	-1.243	0.565	-1.210	-1.761	0.844	-0.027	-1.843
19	4.786	1.148	0.500	-2.165	0.256	0.639	-1.512	-2.113	0.099	-0.293	-1.974
20	4.144	1.030	0.461	-2.547	0.529	0.316	-1.635	-2.062	0.500	-0.101	-1.994
21	3.699	1.266	1.675	-2.194	-0.844	0.467	-1.057	-1.507	-0.726	-0.655	-1.894
22	4.249	0.927	2.449	-1.627	1.177	1.220	-1.368	-1.315	-0.128	0.260	-2.231
23	3.300	0.965	0.528	-2.260	-1.255	0.373	-1.130	-1.089	0.818	1.036	-1.555
24	3.769	1.055	0.665	-2.009	0.276	0.229	-1.146	-2.075	-0.226	-0.312	-1.753
25	4.479	1.059	0.633	-1.321	1.823	0.614	-1.510	-2.161	-0.131	-0.131	-1.878
26	1.470	0.505	-0.278	-0.991	1.187	-0.535	-0.634	-0.674	0.276	-0.436	-0.516
27	4.065	1.022	1.130	-1.640	0.768	0.435	-1.052	-2.325	0.347	-0.181	-2.237
28	7.127	2.145	1.143	-2.288	-0.582	0.761	-1.183	-2.236	0.374	0.318	-2.264
29	4.193	0.988	0.675	-2.037	0.229	0.563	-1.612	-1.602	-0.277	0.432	-2.300
30	5.055	1.535	-0.681	-2.401	-0.290	0.524	-1.280	-1.280	0.635	0.818	-1.932
31	4.318	1.055	1.252	-1.685	-0.444	0.078	-1.751	-0.841	0.494	-1.486	-2.310
32	4.870	1.121	1.561	-1.998	-0.678	1.409	-1.062	-2.096	0.544	0.839	-1.838
33	0.142	0.033	0.831	-2.160	1.429	0.233	-1.263	-2.160	0.532	0.532	-1.861
34	0.149	0.040	0.776	-1.496	0.019	0.776	-1.749	-1.749	0.524	0.271	-2.254
35	0.141	0.029	0.302	-2.079	0.983	-0.038	-0.378	-2.079	0.302	0.302	-2.079
36	12.326	4.172	1.959	-2.111	-0.776	0.190	-1.032	-1.981	-0.102	0.114	-2.044
37	8.960	2.027	1.021	-2.255	1.382	-0.069	-0.661	-1.920	-0.375	0.271	-1.609
38	9.329	2.448	-0.866	-2.299	1.014	-0.106	-1.564	-2.058	0.777	0.670	-0.837

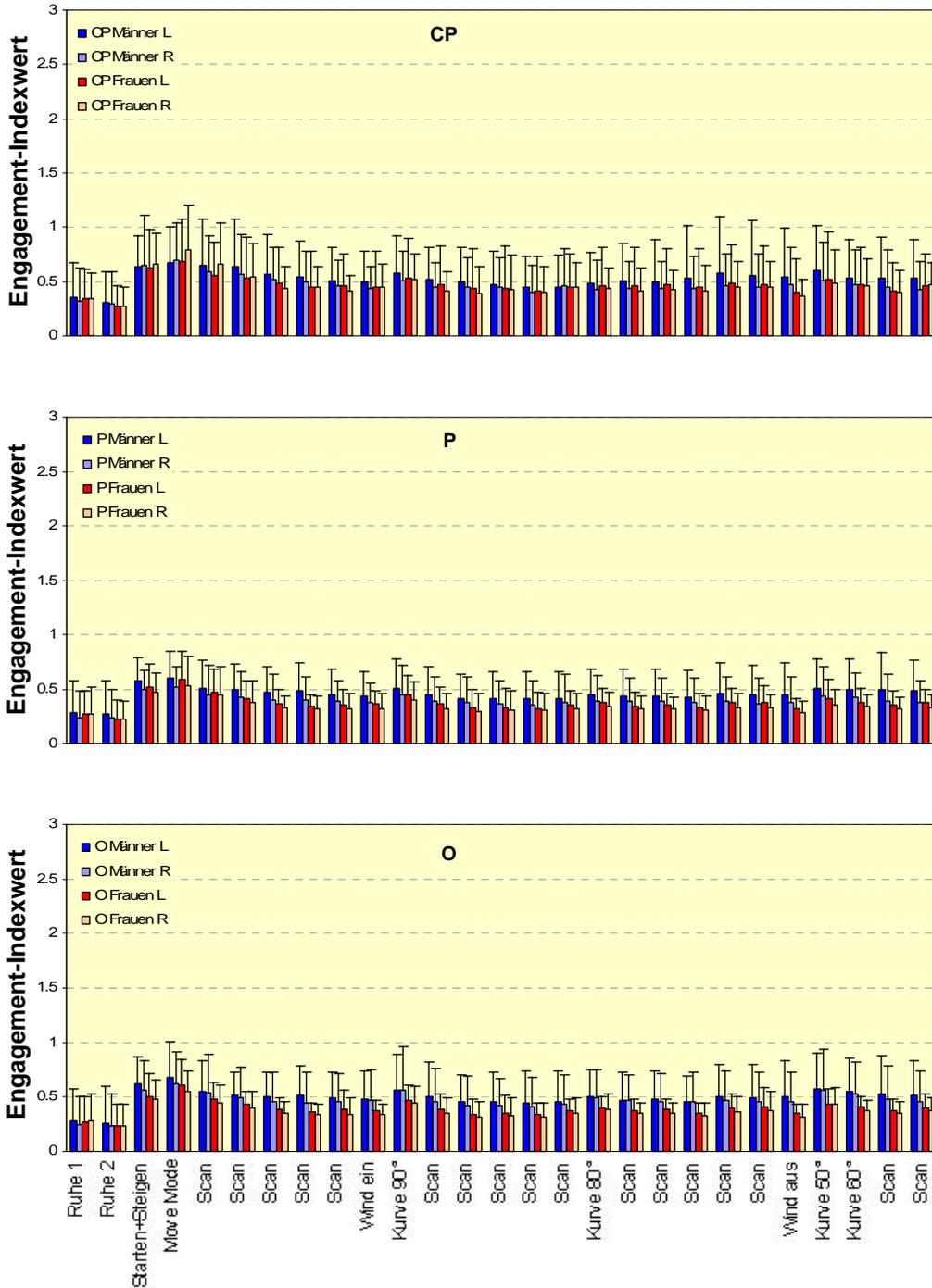


EEG-Ableitschema

(73 Elektroden + 4 EOG-Elektroden)

Experiment 1: Darstellung der EEG-Engagement-Indexwerte (Quotient Beta/[Alpha+Theta]) für die einzelnen Elektrodenareale, getrennt nach Geschlecht (kräftige Farben: N=18 Männer, blasse Farben: N=18 Frauen) und Hemisphäre für alle 27 Flugsegmente





AF = anterior-(prä-)frontal

F = frontal

FC = frontocentral

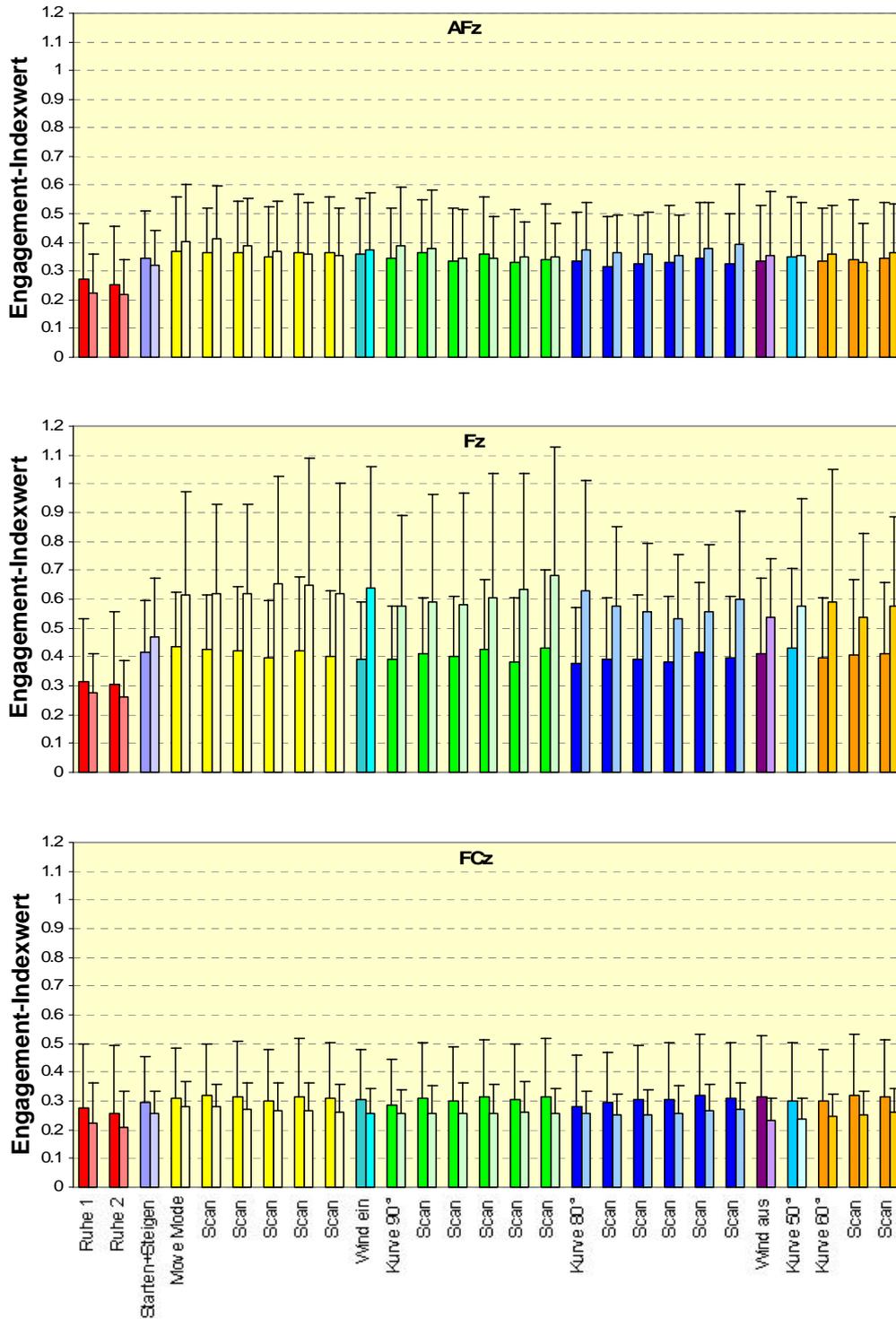
C = central

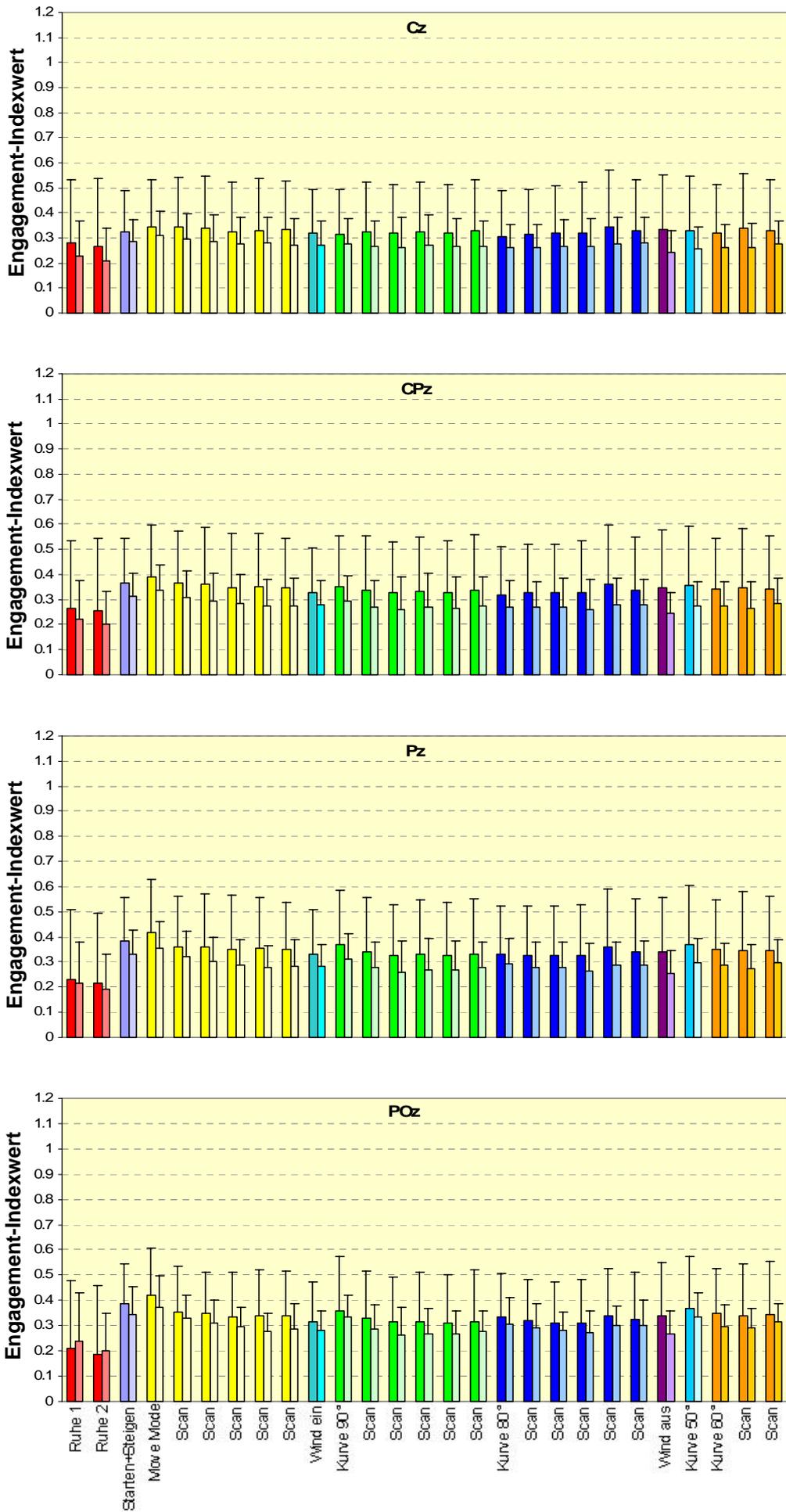
CP = centroparietal

P = parietal

O = okzipital

Experiment 1: Darstellung der EEG-Engagement-Indexwerte (Quotient Beta/[Alpha+Theta]) für die einzelnen Elektrodenpositionen der Mittellinie, getrennt nach Geschlecht (kräftige Farben: N=18 Männer, blasse Farben: N=18 Frauen) für alle 27 Flugsegmente





Deskriptive Statistik Engagement-Indexwerte (Quotient Beta/[Alpha+Theta]), getrennt nach Elektrodenareal, Hemisphäre, Geschlecht (N=18 Männer und N=18 Frauen) und Missionsverlauf (L = links, R = rechts, m = männl., w = weibl.)

Missionen			1a	1b	2	3a	3b	3c	3d	3e	3f	4	5a	5b	5c	5d	5e	5f	6a	6b	6c	6d	6e	6f	7	8	9a	9b	9c
Areal			Ruhe	Ruhe	Start	Move	Scan	Scan	Scan	Scan	Scan	Wind	Kurve	Scan	Wind	Kurve	Kurve	Scan	Scan										
			Mode																										
AF	L	M	0.313	0.286	0.524	0.610	0.598	0.640	0.642	0.624	0.617	0.611	0.570	0.578	0.499	0.536	0.506	0.498	0.536	0.475	0.461	0.443	0.495	0.496	0.449	0.520	0.511	0.458	0.502
m	L	SD	0.185	0.178	0.229	0.321	0.272	0.387	0.411	0.399	0.386	0.430	0.305	0.297	0.239	0.272	0.270	0.233	0.253	0.209	0.188	0.228	0.233	0.256	0.224	0.272	0.268	0.231	0.276
AF	R	M	0.351	0.328	0.580	0.672	0.662	0.681	0.678	0.661	0.648	0.632	0.617	0.616	0.539	0.564	0.548	0.556	0.558	0.481	0.516	0.476	0.522	0.538	0.521	0.603	0.571	0.517	0.565
m	R	SD	0.298	0.265	0.304	0.356	0.303	0.329	0.338	0.338	0.328	0.323	0.327	0.300	0.268	0.356	0.337	0.290	0.238	0.231	0.201	0.216	0.258	0.260	0.256	0.390	0.363	0.265	0.342
AF	L	M	0.347	0.306	0.766	0.966	1.110	1.094	1.138	1.097	1.071	1.138	1.047	1.104	1.111	1.101	1.098	1.192	1.112	1.077	1.091	1.099	1.052	1.097	1.047	0.994	0.955	0.966	1.039
w	L	SD	0.205	0.150	0.551	0.768	0.782	0.699	0.886	0.914	0.893	0.905	0.913	0.903	0.856	0.823	0.765	0.873	0.781	0.744	0.737	0.761	0.705	0.662	0.709	0.801	0.776	0.738	0.796
AF	R	M	0.408	0.371	0.885	1.287	1.431	1.464	1.541	1.523	1.532	1.516	1.483	1.522	1.462	1.500	1.571	1.643	1.472	1.436	1.402	1.358	1.380	1.491	1.393	1.331	1.354	1.373	1.392
m	R	SD	0.299	0.202	0.607	0.965	0.868	0.898	0.959	1.064	1.005	0.956	0.994	1.013	1.011	1.041	1.023	1.057	0.945	0.924	0.746	0.687	0.741	0.742	0.623	0.851	0.988	0.796	0.826
F	L	M	0.305	0.284	0.436	0.440	0.450	0.449	0.445	0.410	0.427	0.421	0.411	0.419	0.391	0.406	0.388	0.400	0.377	0.368	0.358	0.382	0.402	0.391	0.386	0.408	0.394	0.393	0.415
m	L	SD	0.188	0.189	0.155	0.184	0.156	0.186	0.189	0.167	0.199	0.204	0.183	0.197	0.194	0.213	0.202	0.220	0.178	0.183	0.147	0.206	0.214	0.211	0.203	0.226	0.207	0.236	0.234
F	R	M	0.358	0.329	0.553	0.544	0.521	0.532	0.529	0.461	0.496	0.478	0.495	0.497	0.475	0.482	0.459	0.505	0.444	0.438	0.409	0.444	0.471	0.470	0.467	0.515	0.468	0.462	0.489
m	R	SD	0.185	0.181	0.171	0.187	0.144	0.185	0.190	0.167	0.209	0.207	0.174	0.213	0.208	0.228	0.219	0.257	0.165	0.192	0.177	0.197	0.239	0.240	0.247	0.302	0.237	0.297	0.280
F	L	M	0.285	0.258	0.460	0.540	0.546	0.559	0.557	0.552	0.528	0.517	0.490	0.508	0.498	0.489	0.501	0.529	0.497	0.482	0.510	0.503	0.510	0.526	0.464	0.480	0.487	0.464	0.512
w	L	SD	0.177	0.153	0.197	0.288	0.246	0.288	0.358	0.388	0.355	0.350	0.296	0.330	0.328	0.288	0.290	0.271	0.249	0.213	0.273	0.245	0.238	0.276	0.241	0.298	0.322	0.252	0.283
F	R	M	0.382	0.324	0.709	0.817	0.788	0.813	0.802	0.805	0.766	0.763	0.727	0.735	0.704	0.716	0.745	0.780	0.720	0.695	0.690	0.706	0.691	0.744	0.680	0.775	0.744	0.666	0.738
w	R	SD	0.243	0.194	0.462	0.679	0.479	0.556	0.594	0.646	0.583	0.581	0.538	0.555	0.529	0.540	0.525	0.462	0.488	0.459	0.475	0.447	0.443	0.520	0.480	0.702	0.634	0.481	0.510
FC	L	M	0.329	0.307	0.416	0.447	0.421	0.425	0.405	0.409	0.387	0.392	0.395	0.412	0.403	0.406	0.389	0.401	0.375	0.379	0.388	0.381	0.408	0.402	0.400	0.431	0.409	0.395	0.422
m	L	SD	0.241	0.249	0.190	0.229	0.219	0.246	0.234	0.236	0.222	0.218	0.206	0.230	0.226	0.250	0.233	0.248	0.231	0.226	0.234	0.243	0.269	0.255	0.267	0.292	0.244	0.274	0.291
FC	R	M	0.339	0.329	0.466	0.472	0.436	0.440	0.417	0.381	0.405	0.391	0.435	0.428	0.450	0.468	0.409	0.469	0.377	0.402	0.365	0.408	0.429	0.416	0.435	0.470	0.428	0.411	0.429
m	R	SD	0.236	0.259	0.215	0.197	0.213	0.241	0.222	0.214	0.213	0.180	0.198	0.190	0.238	0.291	0.241	0.349	0.239	0.225	0.218	0.263	0.258	0.242	0.292	0.289	0.222	0.271	0.260
FC	L	M	0.268	0.245	0.426	0.487	0.439	0.441	0.405	0.414	0.394	0.422	0.410	0.413	0.413	0.426	0.391	0.412	0.423	0.395	0.402	0.411	0.450	0.440	0.366	0.431	0.415	0.379	0.435
w	L	SD	0.165	0.146	0.214	0.311	0.159	0.227	0.194	0.222	0.173	0.237	0.223	0.252	0.268	0.258	0.184	0.162	0.233	0.164	0.180	0.184	0.220	0.209	0.148	0.278	0.266	0.185	0.225
FC	R	M	0.323	0.280	0.496	0.569	0.503	0.494	0.469	0.456	0.423	0.481	0.462	0.439	0.463	0.481	0.432	0.475	0.460	0.432	0.442	0.452	0.497	0.495	0.378	0.493	0.471	0.417	0.478
w	R	SD	0.194	0.148	0.315	0.441	0.231	0.245	0.217	0.258	0.179	0.321	0.257	0.247	0.360	0.425	0.274	0.246	0.267	0.218	0.215	0.241	0.309	0.356	0.166	0.363	0.372	0.240	0.298
C	L	M	0.360	0.330	0.464	0.492	0.442	0.465	0.441	0.419	0.388	0.385	0.429	0.420	0.420	0.416	0.397	0.409	0.396	0.402	0.414	0.400	0.437	0.425	0.435	0.470	0.442	0.422	0.438
m	L	SD	0.310	0.300	0.211	0.259	0.279	0.354	0.354	0.257	0.236	0.219	0.231	0.259	0.281	0.294	0.270	0.297	0.292	0.267	0.283	0.284	0.318	0.295	0.338	0.327	0.295	0.332	0.315
C	R	M	0.319	0.308	0.438	0.448	0.419	0.431	0.418	0.408	0.387	0.367	0.411	0.380	0.427	0.441	0.387	0.462	0.380	0.398	0.393	0.393	0.433	0.419	0.449	0.453	0.395	0.403	0.413
m	R	SD	0.300	0.294	0.208	0.202	0.274	0.373	0.365	0.272	0.241	0.187	0.220	0.188	0.297	0.315	0.259	0.401	0.314	0.291	0.262	0.316	0.329	0.317	0.357	0.320	0.250	0.333	0.313
C	L	M	0.283	0.248	0.454	0.504	0.420	0.415	0.375	0.366	0.360	0.371	0.408	0.380	0.363	0.374	0.348	0.372	0.378	0.368	0.362	0.354	0.407	0.384	0.305	0.423	0.376	0.339	0.387
w	L	SD	0.183	0.155	0.250	0.310	0.191	0.262	0.214	0.213	0.177	0.242	0.248	0.261	0.281	0.308	0.241	0.204	0.224	0.221	0.209	0.236	0.290	0.244	0.114	0.299	0.252	0.186	0.243
C	R	M	0.291	0.253	0.436	0.492	0.404	0.391	0.349	0.348	0.334	0.389	0.401	0.353	0.368	0.393	0.338	0.374	0.384	0.373	0.362	0.362	0.416	0.396	0.297	0.395	0.389	0.336	0.387
w	R	SD	0.190	0.154	0.200	0.303	0.146	0.198	0.146	0.168	0.130	0.223	0.189	0.168	0.253	0.320	0.200	0.172	0.202	0.213	0.175	0.207	0.252	0.231	0.091	0.192	0.237	0.168	0.209

Deskriptive Statistik Engagement-Indexwerte (Quotient Beta/[Alpha+Theta]), getrennt nach Elektrodenareal, Hemisphäre, Geschlecht und Missionsverlauf (Fortsetzung)

Missionen			1a	1b	2	3a	3b	3c	3d	3e	3f	4	5a	5b	5c	5d	5e	5f	6a	6b	6c	6d	6e	6f	7	8	9a	9b	9c
Areal			Ruhe	Ruhe	Start	Move Mode	Scan	Scan	Scan	Scan	Scan	Wind ein	Kurve 90°	Scan	Scan	Scan	Scan	Scan	Scan Kurve 80°	Scan	Scan	Scan	Scan	Scan	Wind aus	Kurve 50°	Kurve 60°	Scan	Scan
CP	L	M	0.354	0.308	0.642	0.675	0.649	0.641	0.567	0.548	0.505	0.496	0.583	0.516	0.496	0.476	0.453	0.449	0.479	0.503	0.501	0.537	0.580	0.557	0.541	0.601	0.527	0.533	0.535
		SD	0.315	0.288	0.285	0.324	0.425	0.433	0.366	0.329	0.313	0.285	0.336	0.303	0.321	0.306	0.284	0.295	0.294	0.347	0.387	0.477	0.518	0.501	0.451	0.414	0.355	0.377	0.357
CP	R	M	0.321	0.298	0.655	0.693	0.593	0.570	0.515	0.501	0.463	0.436	0.509	0.453	0.454	0.446	0.403	0.456	0.424	0.431	0.436	0.440	0.462	0.444	0.478	0.513	0.470	0.447	0.431
		SD	0.300	0.288	0.452	0.350	0.326	0.358	0.304	0.280	0.235	0.203	0.265	0.220	0.265	0.271	0.250	0.344	0.269	0.255	0.249	0.296	0.297	0.309	0.332	0.343	0.318	0.343	0.258
CP	L	M	0.344	0.273	0.626	0.689	0.553	0.526	0.480	0.451	0.461	0.451	0.532	0.470	0.434	0.436	0.410	0.451	0.464	0.464	0.467	0.443	0.485	0.475	0.404	0.522	0.471	0.411	0.462
		SD	0.266	0.182	0.358	0.389	0.309	0.378	0.335	0.329	0.298	0.325	0.367	0.362	0.371	0.393	0.316	0.305	0.348	0.351	0.336	0.359	0.355	0.348	0.301	0.440	0.349	0.261	0.299
CP	R	M	0.340	0.277	0.659	0.791	0.656	0.543	0.442	0.443	0.408	0.454	0.519	0.417	0.392	0.423	0.401	0.446	0.440	0.419	0.428	0.416	0.444	0.447	0.367	0.489	0.462	0.404	0.468
		SD	0.243	0.172	0.287	0.411	0.384	0.313	0.195	0.194	0.145	0.212	0.233	0.175	0.243	0.320	0.238	0.223	0.191	0.207	0.180	0.233	0.238	0.234	0.154	0.297	0.246	0.194	0.206
P	L	M	0.284	0.267	0.571	0.596	0.504	0.494	0.470	0.479	0.449	0.438	0.510	0.446	0.412	0.412	0.413	0.413	0.447	0.441	0.434	0.426	0.459	0.441	0.450	0.504	0.499	0.490	0.480
		SD	0.287	0.309	0.223	0.249	0.255	0.234	0.231	0.259	0.234	0.222	0.269	0.257	0.222	0.247	0.247	0.249	0.237	0.246	0.246	0.246	0.282	0.276	0.295	0.275	0.277	0.348	0.286
P	R	M	0.236	0.231	0.488	0.519	0.450	0.422	0.398	0.395	0.385	0.371	0.449	0.386	0.377	0.363	0.353	0.379	0.392	0.385	0.384	0.371	0.386	0.369	0.381	0.439	0.419	0.392	0.381
		SD	0.249	0.268	0.188	0.188	0.262	0.236	0.232	0.217	0.189	0.178	0.272	0.221	0.235	0.217	0.221	0.252	0.226	0.210	0.218	0.229	0.228	0.236	0.231	0.271	0.232	0.249	0.201
P	L	M	0.266	0.227	0.515	0.588	0.470	0.413	0.367	0.339	0.355	0.364	0.452	0.366	0.325	0.331	0.321	0.357	0.372	0.344	0.358	0.324	0.373	0.378	0.321	0.408	0.381	0.349	0.376
		SD	0.219	0.168	0.218	0.261	0.208	0.161	0.128	0.111	0.136	0.122	0.167	0.151	0.168	0.177	0.144	0.129	0.136	0.123	0.106	0.134	0.134	0.151	0.088	0.180	0.121	0.128	0.122
P	R	M	0.275	0.223	0.469	0.531	0.448	0.382	0.326	0.322	0.323	0.321	0.402	0.322	0.296	0.304	0.305	0.320	0.345	0.316	0.316	0.302	0.329	0.326	0.287	0.359	0.340	0.317	0.333
		SD	0.238	0.168	0.179	0.275	0.260	0.196	0.114	0.108	0.130	0.132	0.160	0.141	0.159	0.183	0.150	0.136	0.128	0.118	0.109	0.136	0.128	0.127	0.103	0.135	0.110	0.112	0.112
O	L	M	0.281	0.262	0.622	0.678	0.551	0.514	0.504	0.511	0.486	0.486	0.565	0.505	0.458	0.456	0.451	0.459	0.499	0.473	0.484	0.455	0.504	0.497	0.504	0.571	0.551	0.532	0.521
		SD	0.296	0.333	0.246	0.329	0.286	0.215	0.225	0.272	0.245	0.256	0.327	0.314	0.246	0.272	0.291	0.274	0.251	0.253	0.251	0.237	0.291	0.297	0.332	0.329	0.305	0.348	0.313
O	R	M	0.243	0.235	0.561	0.618	0.537	0.495	0.458	0.450	0.458	0.468	0.559	0.454	0.426	0.421	0.416	0.432	0.492	0.464	0.460	0.455	0.463	0.453	0.452	0.559	0.530	0.483	0.457
		SD	0.266	0.294	0.270	0.292	0.359	0.276	0.270	0.271	0.255	0.284	0.401	0.303	0.270	0.251	0.260	0.276	0.263	0.244	0.255	0.266	0.276	0.277	0.276	0.380	0.292	0.299	0.282
O	L	M	0.271	0.240	0.508	0.607	0.481	0.437	0.392	0.359	0.387	0.377	0.474	0.389	0.334	0.355	0.339	0.372	0.398	0.378	0.390	0.347	0.397	0.410	0.349	0.434	0.408	0.373	0.402
		SD	0.232	0.198	0.201	0.231	0.150	0.119	0.104	0.085	0.173	0.092	0.132	0.143	0.145	0.160	0.109	0.111	0.110	0.103	0.089	0.101	0.129	0.179	0.087	0.145	0.093	0.108	0.120
O	R	M	0.281	0.239	0.482	0.550	0.449	0.402	0.351	0.342	0.344	0.334	0.449	0.352	0.313	0.328	0.318	0.354	0.390	0.347	0.350	0.324	0.369	0.373	0.321	0.428	0.378	0.350	0.378
		SD	0.243	0.194	0.173	0.189	0.161	0.149	0.105	0.098	0.144	0.096	0.148	0.144	0.149	0.163	0.130	0.134	0.138	0.102	0.091	0.118	0.132	0.183	0.116	0.158	0.096	0.112	0.117

Deskriptive Statistik Engagement-Indexwerte der Mittellinie (Quotient Beta/[Alpha+Theta]), getrennt nach Areal, Geschlecht (N=18 Männer und N=18 Frauen) und Missionsverlauf (m = männl., w = weibl.)

Missionen		1a	1b	2	3a	3b	3c	3d	3e	3f	4	5a	5b	5c	5d	5e	5f	6a	6b	6c	6d	6e	6f	7	8	9a	9b	9c
Elektrode		Ruhe	Ruhe	Start	Move Mode	Scan	Scan	Scan	Scan	Scan	Wind ein	Kurve 90°	Scan	Scan	Scan	Scan	Scan	Scan Kurve 80°	Scan	Scan	Scan	Scan	Scan	Wind aus	Kurve 50°	Kurve 60°	Scan	Scan
AFz	M	0.273	0.254	0.345	0.369	0.367	0.363	0.349	0.363	0.363	0.359	0.345	0.363	0.337	0.357	0.329	0.341	0.333	0.318	0.323	0.331	0.347	0.327	0.335	0.351	0.338	0.342	0.346
	SD	0.192	0.203	0.163	0.188	0.152	0.182	0.174	0.203	0.195	0.195	0.176	0.187	0.184	0.201	0.184	0.195	0.173	0.172	0.170	0.197	0.190	0.175	0.192	0.209	0.182	0.206	0.191
AFz	M	0.225	0.218	0.319	0.405	0.414	0.386	0.370	0.360	0.357	0.376	0.388	0.380	0.346	0.343	0.348	0.348	0.376	0.365	0.362	0.356	0.377	0.392	0.356	0.356	0.358	0.332	0.366
	SD	0.132	0.120	0.121	0.197	0.184	0.169	0.172	0.177	0.161	0.195	0.203	0.201	0.171	0.146	0.124	0.117	0.163	0.130	0.144	0.141	0.161	0.210	0.221	0.185	0.170	0.137	0.168
Fz	M	0.316	0.305	0.418	0.434	0.425	0.423	0.399	0.421	0.403	0.392	0.393	0.412	0.400	0.426	0.385	0.432	0.378	0.393	0.393	0.383	0.415	0.395	0.412	0.433	0.397	0.407	0.412
	SD	0.218	0.250	0.177	0.189	0.190	0.221	0.198	0.256	0.225	0.196	0.184	0.193	0.208	0.244	0.222	0.272	0.193	0.213	0.220	0.224	0.243	0.215	0.262	0.271	0.206	0.259	0.248
Fz	M	0.278	0.263	0.467	0.614	0.619	0.620	0.652	0.649	0.618	0.636	0.576	0.591	0.581	0.606	0.632	0.685	0.629	0.578	0.557	0.530	0.557	0.598	0.535	0.574	0.588	0.536	0.576
	SD	0.135	0.126	0.208	0.358	0.309	0.308	0.373	0.440	0.385	0.425	0.315	0.371	0.384	0.430	0.405	0.443	0.381	0.274	0.238	0.224	0.234	0.306	0.204	0.373	0.459	0.292	0.309
FCz	M	0.274	0.258	0.295	0.308	0.317	0.314	0.302	0.313	0.309	0.304	0.286	0.311	0.300	0.316	0.305	0.313	0.283	0.294	0.305	0.303	0.319	0.309	0.313	0.299	0.300	0.317	0.314
	SD	0.224	0.236	0.162	0.176	0.182	0.195	0.177	0.204	0.191	0.177	0.159	0.190	0.188	0.199	0.193	0.205	0.176	0.176	0.190	0.199	0.214	0.194	0.213	0.206	0.181	0.213	0.201
FCz	M	0.223	0.210	0.256	0.281	0.281	0.273	0.267	0.269	0.260	0.257	0.255	0.258	0.255	0.255	0.260	0.257	0.254	0.250	0.254	0.255	0.267	0.270	0.233	0.239	0.246	0.249	0.262
	SD	0.138	0.122	0.078	0.087	0.079	0.092	0.097	0.095	0.096	0.086	0.086	0.095	0.108	0.101	0.106	0.085	0.079	0.072	0.084	0.098	0.091	0.092	0.075	0.072	0.076	0.086	0.083
Cz	M	0.280	0.268	0.323	0.343	0.344	0.338	0.325	0.331	0.332	0.319	0.316	0.323	0.318	0.326	0.319	0.327	0.303	0.316	0.321	0.320	0.343	0.331	0.332	0.327	0.321	0.337	0.330
	SD	0.254	0.268	0.167	0.191	0.196	0.207	0.197	0.209	0.197	0.172	0.177	0.198	0.195	0.197	0.196	0.207	0.186	0.179	0.190	0.201	0.225	0.201	0.219	0.222	0.192	0.220	0.204
Cz	M	0.228	0.210	0.284	0.308	0.297	0.287	0.277	0.279	0.269	0.271	0.275	0.266	0.260	0.269	0.264	0.268	0.264	0.263	0.268	0.265	0.277	0.280	0.244	0.258	0.262	0.262	0.276
	SD	0.142	0.130	0.088	0.097	0.101	0.106	0.107	0.103	0.106	0.099	0.103	0.101	0.120	0.121	0.114	0.101	0.090	0.091	0.105	0.112	0.103	0.100	0.084	0.088	0.090	0.096	0.094
CPz	M	0.263	0.254	0.367	0.392	0.367	0.363	0.347	0.351	0.345	0.330	0.353	0.338	0.330	0.334	0.326	0.336	0.319	0.328	0.326	0.330	0.361	0.339	0.346	0.355	0.342	0.347	0.342
	SD	0.274	0.290	0.176	0.206	0.209	0.226	0.215	0.214	0.199	0.175	0.202	0.216	0.200	0.214	0.207	0.221	0.193	0.191	0.196	0.206	0.238	0.211	0.230	0.236	0.203	0.234	0.211
CPz	M	0.222	0.200	0.313	0.336	0.309	0.292	0.283	0.277	0.273	0.278	0.294	0.270	0.261	0.271	0.264	0.275	0.272	0.268	0.272	0.262	0.280	0.282	0.244	0.275	0.275	0.266	0.284
	SD	0.152	0.134	0.093	0.105	0.107	0.110	0.116	0.105	0.113	0.098	0.102	0.106	0.130	0.133	0.126	0.114	0.104	0.103	0.113	0.120	0.104	0.100	0.085	0.096	0.096	0.104	0.099
Pz	M	0.228	0.214	0.384	0.416	0.360	0.362	0.350	0.355	0.349	0.333	0.368	0.340	0.328	0.329	0.325	0.331	0.332	0.327	0.325	0.325	0.361	0.340	0.340	0.369	0.350	0.348	0.346
	SD	0.282	0.280	0.173	0.214	0.202	0.208	0.215	0.204	0.190	0.174	0.220	0.217	0.201	0.217	0.211	0.223	0.193	0.194	0.196	0.200	0.231	0.211	0.217	0.234	0.198	0.234	0.217
Pz	M	0.216	0.190	0.332	0.355	0.323	0.301	0.290	0.280	0.283	0.284	0.314	0.276	0.259	0.267	0.268	0.277	0.291	0.279	0.280	0.265	0.287	0.288	0.256	0.299	0.288	0.276	0.298
	SD	0.166	0.139	0.096	0.107	0.099	0.100	0.101	0.085	0.108	0.085	0.096	0.104	0.126	0.125	0.117	0.102	0.104	0.100	0.097	0.109	0.092	0.094	0.089	0.095	0.085	0.091	0.089
POz	M	0.210	0.189	0.386	0.419	0.356	0.348	0.334	0.339	0.339	0.318	0.359	0.329	0.314	0.315	0.309	0.314	0.334	0.318	0.310	0.312	0.340	0.327	0.341	0.367	0.348	0.341	0.345
	SD	0.270	0.271	0.158	0.189	0.182	0.164	0.178	0.180	0.175	0.155	0.215	0.188	0.177	0.196	0.194	0.208	0.174	0.165	0.165	0.172	0.188	0.185	0.211	0.207	0.179	0.204	0.208
POz	M	0.239	0.201	0.345	0.374	0.331	0.312	0.294	0.279	0.285	0.283	0.337	0.288	0.261	0.267	0.267	0.279	0.307	0.290	0.284	0.271	0.300	0.301	0.269	0.333	0.297	0.290	0.314
	SD	0.192	0.149	0.108	0.126	0.089	0.090	0.080	0.069	0.100	0.074	0.084	0.093	0.110	0.103	0.090	0.079	0.103	0.096	0.070	0.089	0.078	0.100	0.091	0.095	0.084	0.079	0.074

Einwilligungserklärung Experiment 2

Sehr geehrte(r) Versuchsteilnehmer(in),

es freut uns sehr, dass Sie an unserer Flugsimulator-Untersuchung teilnehmen möchten.

Ihre Aufgabe im folgenden Experiment wird darin bestehen, ein Sportflugzeug nur nach Instrumenten, d. h. ohne Bodensicht, auf Kurs und Höhe zu halten.

Ablauf:

Zunächst werden Sie über die grundlegenden Instrumente eines Flugzeug-Cockpits und deren Funktionen informiert. Anschließend erhalten Sie die Gelegenheit, das erworbene Wissen in einer Flugaufgabe zur Anwendung zu bringen und zu üben.

Während der Durchführung der Flugaufgabe werden wir in regelmäßigen Abständen einen Fragebogen vorlegen mit der Bitte, Ihre jeweilige Aktiviertheit während der betreffenden Flugsequenz einzuschätzen.

Zu Ihrer Sicherheit haben wir im Labor eine Kamera sowie eine Wechselsprechanlage installiert. Die Kamera dient ausschließlich der Überwachung und es werden keine Aufzeichnungen gespeichert.

Sämtliche erfasste Daten werden anonym unter einer Versuchspersonen-Nr. gespeichert und nicht an Dritte weitergegeben.

Für Ihre Teilnahme bedanken wir uns herzlich!

Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass ich von den Versuchsbedingungen Kenntnis genommen habe und dass meine Teilnahme am Flugsimulator-Experiment freiwillig erfolgt.

Mir ist bekannt, dass ich das Experiment auf eigenen Wunsch jederzeit abbrechen kann.

Wuppertal, den

.....
Unterschrift des Teilnehmers

Einwilligungserklärung Experiment 3

Sehr geehrte(r) Versuchsteilnehmer(in),

es freut uns sehr, dass Sie an unserer Flugsimulator-Untersuchung teilnehmen möchten.

Ihre Aufgabe im folgenden Experiment wird darin bestehen, ein Sportflugzeug nur nach Instrumenten, d. h. ohne Bodensicht, auf Kurs und Höhe zu halten.

Ablauf:

Zunächst werden Sie über die grundlegenden Instrumente eines Flugzeug-Cockpits und deren Funktionen informiert. Anschließend erhalten Sie die Gelegenheit, das erworbene Wissen in einer Flugaufgabe zur Anwendung zu bringen und zu üben.

Während der Durchführung der Flugaufgabe werden physiologische Maße abgeleitet werden, um Ihre körperlichen Reaktionen während des Experiments zu erfassen (Herzaktivität, Atmung, elektrodermale Aktivität). Hierzu werden entsprechende Elektroden unter Verwendung von Elektrodengel angelegt werden, was aber völlig ungefährlich ist. Darüber hinaus werden Ihnen in regelmäßigen Abständen Fragebögen zum Experiment vorgelegt werden.

Da die Messapparatur sehr empfindlich auf Bewegungen reagiert, vermeiden Sie bitte während der Untersuchung ruckartige und hektische Bewegungen sowie Räuspern, Husten, Gähnen oder Niesen.

Zu Ihrer Sicherheit haben wir im Labor eine Kamera sowie eine Wechselsprechanlage installiert. Die Kamera dient ausschließlich der Überwachung und es werden keine Aufzeichnungen gespeichert.

Sämtliche erfasste Daten werden anonym unter einer Versuchspersonen-Nr. gespeichert und nicht an Dritte weitergegeben.

Für Ihre Teilnahme bedanken wir uns herzlich!

Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass ich von den Versuchsbedingungen Kenntnis genommen habe und dass meine Teilnahme am Flugsimulator-Experiment freiwillig erfolgt.

Mir ist bekannt, dass ich das Experiment auf eigenen Wunsch jederzeit abbrechen kann.

Wuppertal, den
Unterschrift des Teilnehmers

Flugaufgabe für den/die Probanden/in (Experiment 2+3)**1. Maschine starten**

- a. **Startknopf** drücken
- b. **Vollgas** geben
- c. bei einer Geschwindigkeit von **70-80 Knoten Steuerhorn heranziehen**, **ACHTUNG**: nicht zu steil, waagerechter Balken auf dem ersten Teilstrich im Blauen
- d. **Landefahrwerk** mit dem Kippschalter **Landing-Gear** einfahren (einmal nach oben drücken)
- e. **Benzinpumpe** ausschalten
- f. Bis auf **2 000 Fuß** steigen, dann Steuerhorn loslassen, etwas **Gas zurück** (ein bisschen **weniger als 2 500** Umdrehungen des Motors)
- g. Jetzt soll weder gestiegen noch gefallen werden: **Variometer ca. auf Null**, zur Feinabstimmung schwarzen Kippschalter **Elevator-Trim** drücken, **ACHTUNG**: Variometer unter Null nach unten, über Null nach oben
- h. Das Flugzeug muss sich noch auf einem Kurs von **70 Grad** befinden, sonst wieder darauf zurücklenken!!!

2. Beam me up Scotti...

- a. Vom Versuchsleiter/in wird das Flugzeug auf **10 000 Fuß** „gebeamt“
- b. Wenn der Höhenmesser sich umgestellt hat, muss der **Zielkurs** angesteuert werden: **mit Steuerhorn** durch Linkskurve (nicht zu steil, nur bis zum **ersten** senkrechten Teilstrich links im künstlichen Horizont) **von 70 auf 60 Grad lenken (siehe Kurskreisel)**.
- c. Flugzeug stabilisieren, Variometer auf ca. Null bringen (schwarzer Trimmhebel für die Höhenabstimmung), wobei Kurskreisel, Funknavigation und Magnetkompass übereinstimmend **auf 60 Grad** stehen.
- d. **AUFGABE: Diesen Kurs möglichst halten und das Variometer ebenfalls auf ca. Null halten, falls Wettereinflüsse auftreten!!!**
- e. In regelmäßigen Abständen kommt die Versuchsleiterin zum Ausfüllen von Fragebögen.
- f. Dann kommen die nächsten Durchgänge.

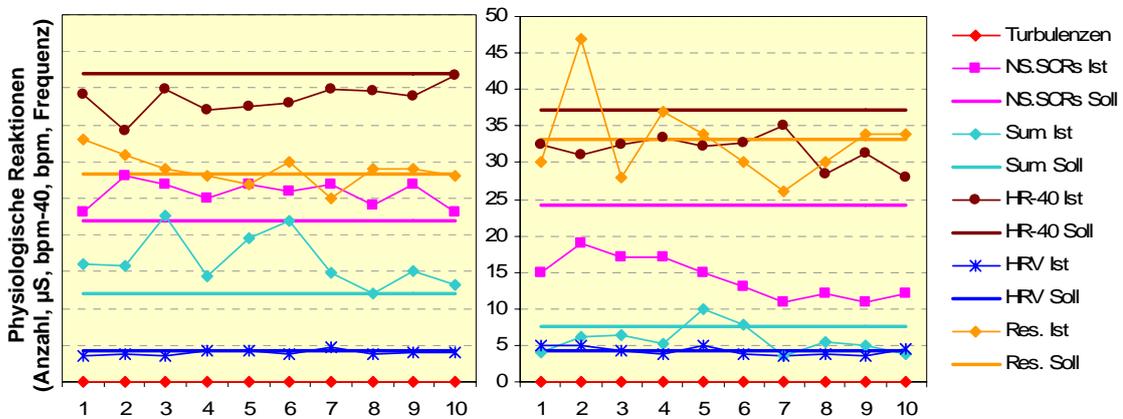
3. Ende des Experiments

Grundlegende Instruktionen für die Vp (wurde laut vorgelesen, Vp las mit)

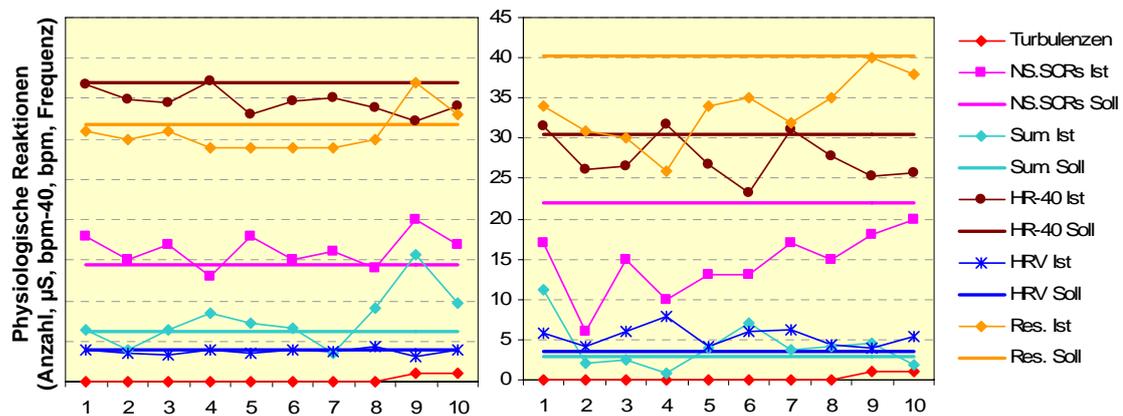
1. Es folgt nun zunächst eine Phase zur Stabilisierung Ihrer körperlichen Werte mit anschließender Messung Ihrer Ausgangswerte sowie der Werte während des Fliegens. Bitte vermeiden Sie während des gesamten Experiments nach Möglichkeit übermäßige abrupte Bewegungen bzw. Sprechen, Räuspern, Husten, Niesen oder Gähnen. Sonst könnten Ihre körperlichen Daten durch diese Störeinflüsse überlagert und dadurch unbrauchbar werden. Atmen Sie normal weiter. Sollte während des „Fluges“ am Simulator zeitweilig augenscheinlich nichts passieren, stellt dies keinen Fehler dar. Wir können außerhalb des Labors ebenfalls das Cockpit mitverfolgen. Sollten Fehler auftreten, werden wir Ihnen dies über die Wechselsprechanlage mitteilen.
2. Sollten Sie während des Experiments feststellen, dass sich Elektroden gelöst haben (z. B. an der Hand), teilen Sie uns dies bitte unverzüglich über die Wechselsprechanlage mit (Hinweis: Die Wechselsprechanlage ist so eingestellt worden, dass wir Sie die ganze Zeit hören können, ohne dass Sie irgendeinen Schaltknopf bedienen müssen).
3. Nach Beendigung einer Messphase werden Ihnen jeweils Fragebögen zur subjektiven Einschätzung Ihres Befindens vorgelegt werden.
4. Anschließend folgt die nächste Messphase.
5. Da Sie sich in einem schalldichten Labor befinden, haben wir durch eine Wechselsprechanlage sichergestellt, dass Sie jederzeit zu uns Kontakt aufnehmen können. Zu Ihrer Sicherheit schalten wir zusätzlich eine Kamera ein, wobei keinerlei Bildmaterial gespeichert wird.

Experiment 3: Darstellung der 24 Versuchspersonenpaarlinge (N=48) mit Soll- und Istwerten, getrennt nach Untersuchungsblöcken (links = Experimental-Vpn, rechts = Yoked-Control-Vpn)

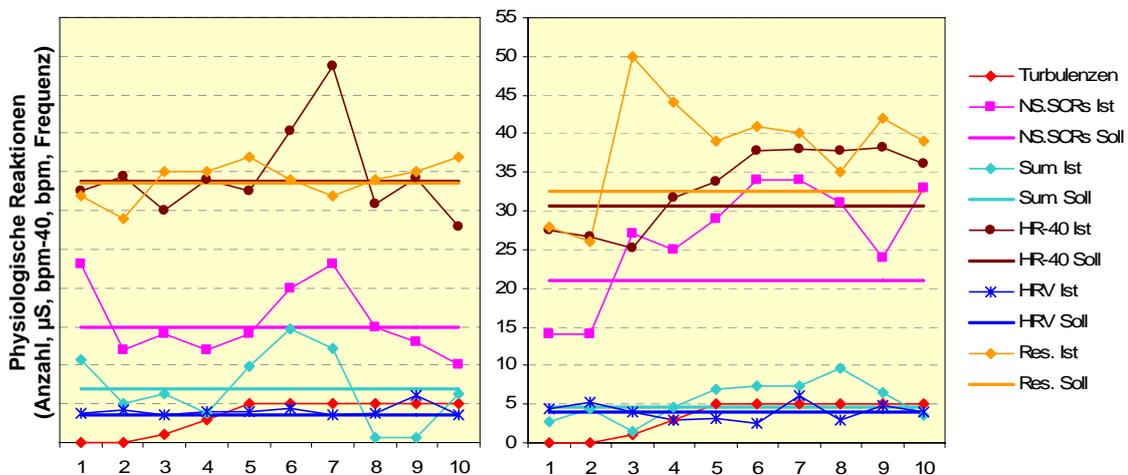
Vpn 101 und 201 Regelung nach NS.SCRs



Vpn 101 und 201 Regelung nach NS.SCRs und HR

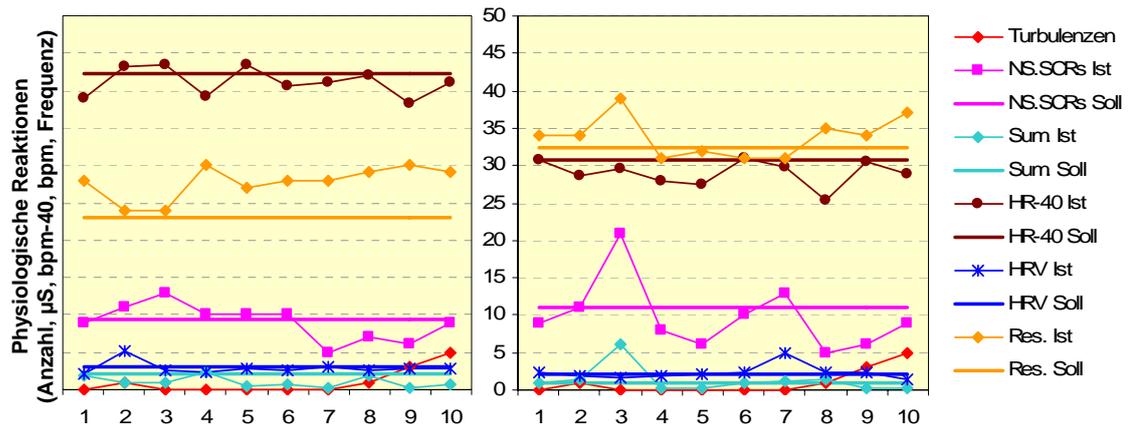


Vpn 101 und 201 Regelung nach NS.SCRs und HRV

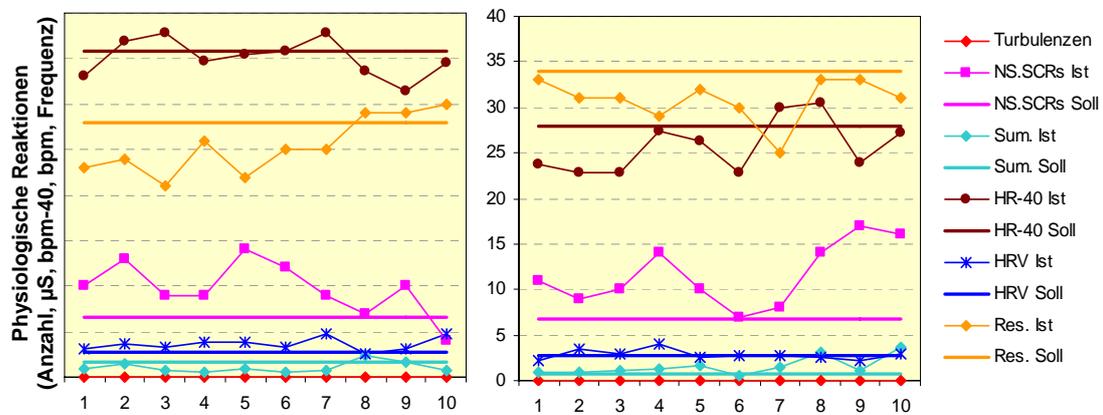


NS.SCRs = Spontanfluktuationen der EDA (Anzahl, bezogen auf 2-min-Segmente)
 Sum. = Summenamplitude der NS.SCRs (µS)
 HR-40 = Herzrate minus 40 (in beats per minute – bpm) zur besseren Übersichtlichkeit
 HRV = Herzratenvariabilität (bpm)
 Res. = Atemfrequenz (bezogen auf 2-min-Segmente)

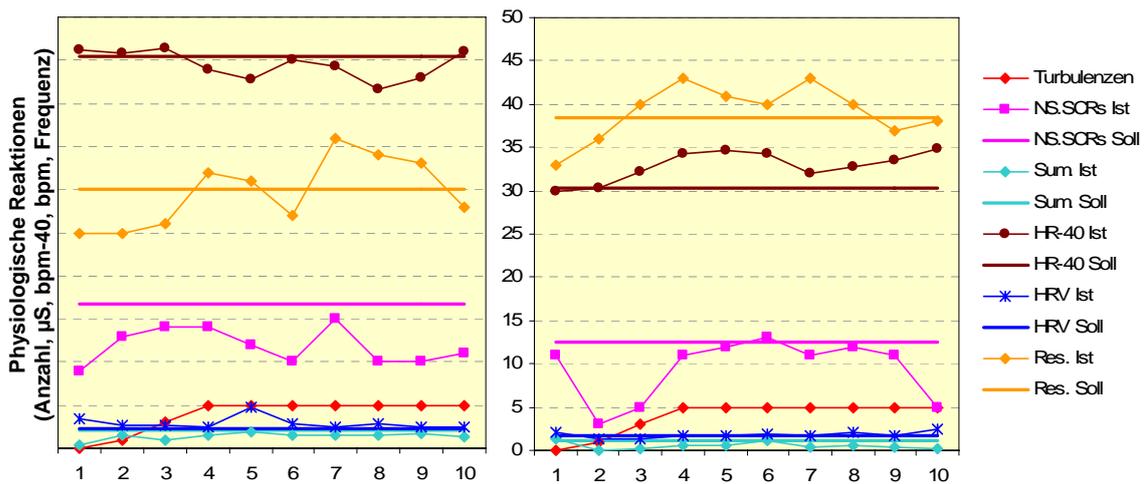
Vpn 102 und 202 Regelung nach NS.SCRs



Vpn 102 und 202 Regelung nach NS.SCRs und HR

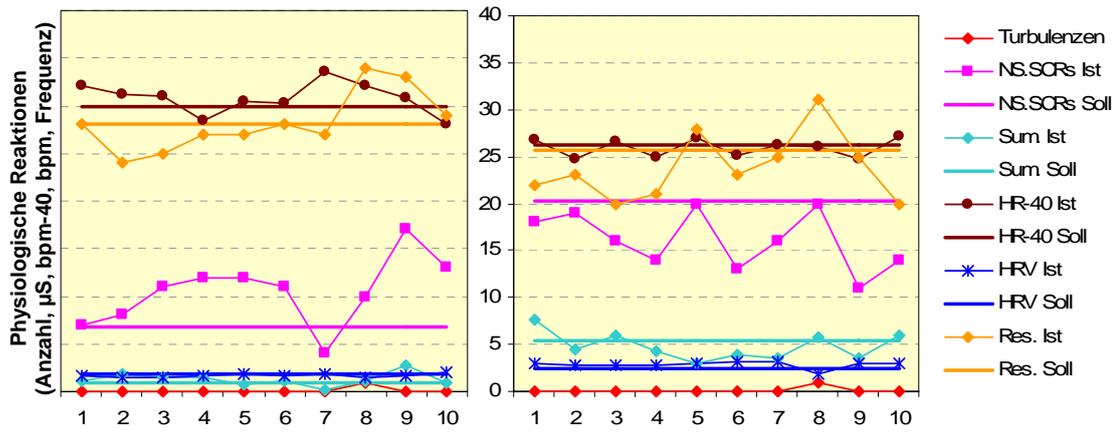


Vpn 102 und 202 Regelung nach NS.SCRs und HRV

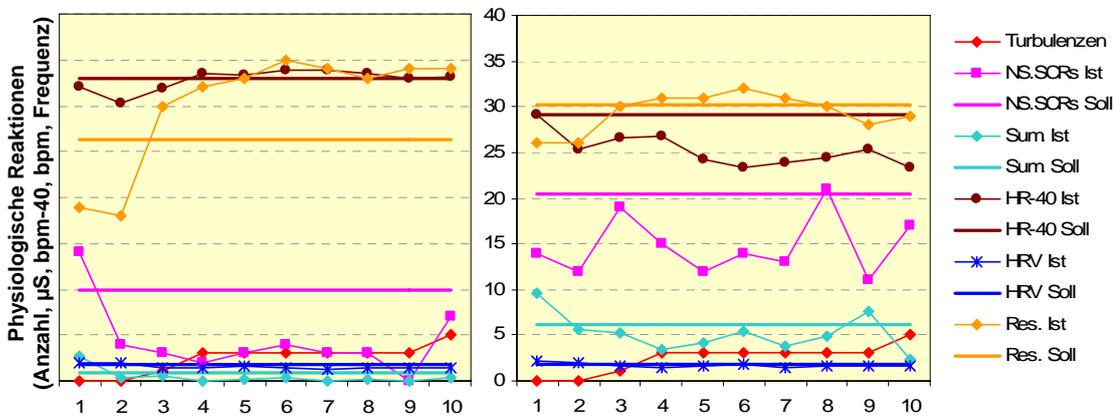


NS.SCRs = Spontanfluktuationen der EDA (Anzahl, bezogen auf 2-min-Segmente)
 Sum. = Summenamplitude der NS.SCRs (µS)
 HR-40 = Herzrate minus 40 (in beats per minute – bpm) zur besseren Übersichtlichkeit
 HRV = Herzratenvariabilität (bpm)
 Res. = Atemfrequenz (bezogen auf 2-min-Segmente)

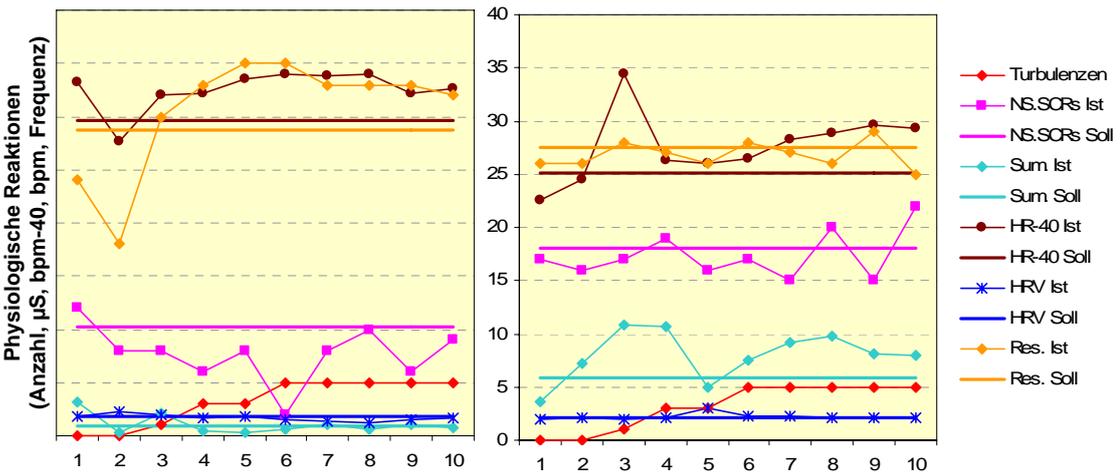
Vpn 103 und 203 Regelung nach NS.SCRs



Vpn 103 und 203 Regelung nach NS.SCRs und HR

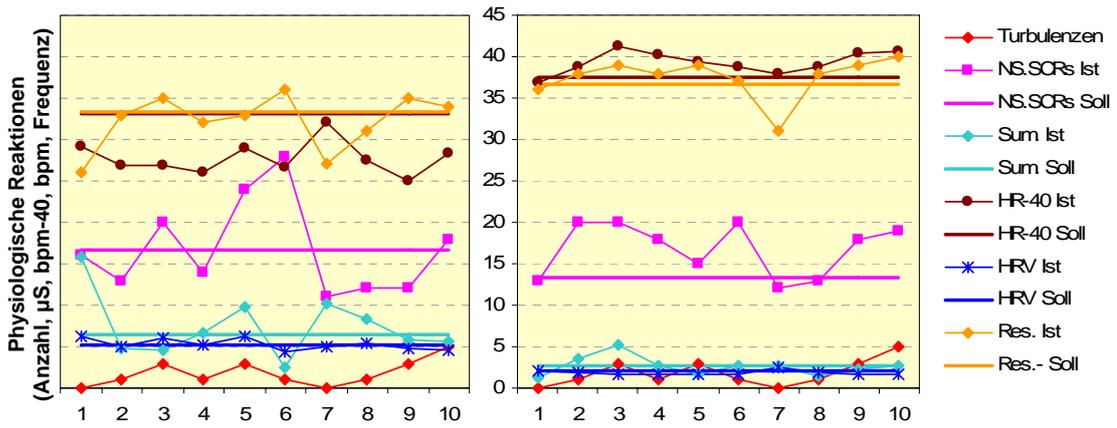


Vpn 103 und 203 Regelung nach NS.SCRs und HRV

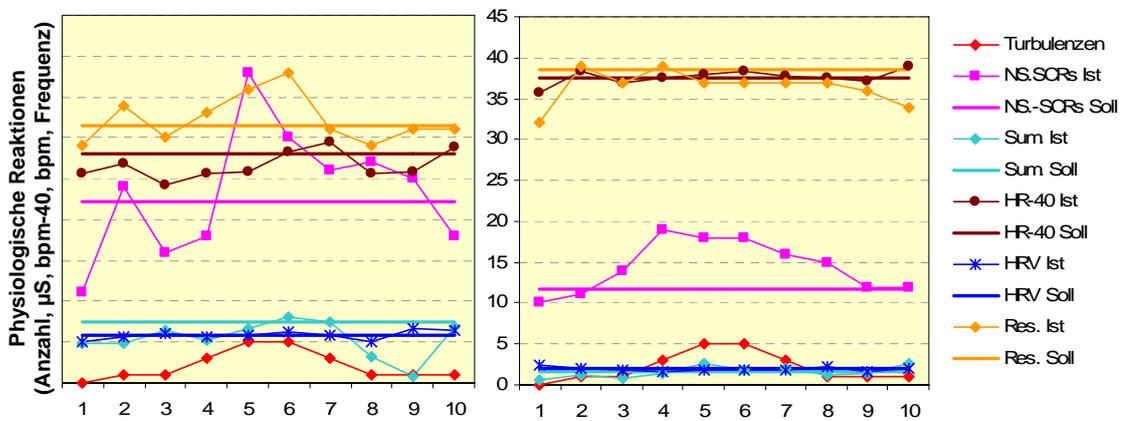


NS.SCRs = Spontanfluktuationen der EDA (Anzahl, bezogen auf 2-min-Segmente)
 Sum. = Summenamplitude der NS.SCRs (μ S)
 HR-40 = Herzrate minus 40 (in beats per minute – bpm) zur besseren Übersichtlichkeit
 HRV = Herzratenvariabilität (bpm)
 Res. = Atemfrequenz (bezogen auf 2-min-Segmente)

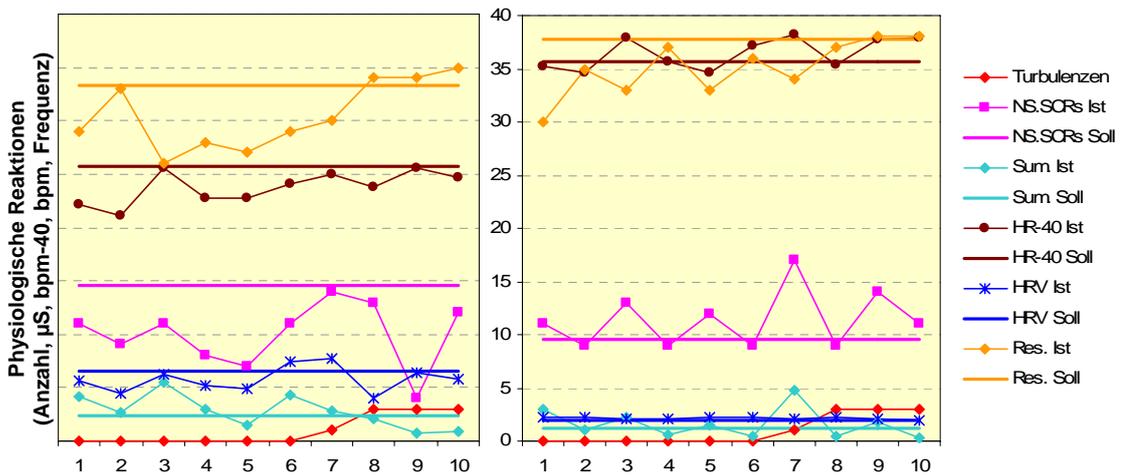
Vpn 104 und 204 Regelung nach NS.SCRs



Vpn 104 und 204 Regelung nach NS.SCRs und HR

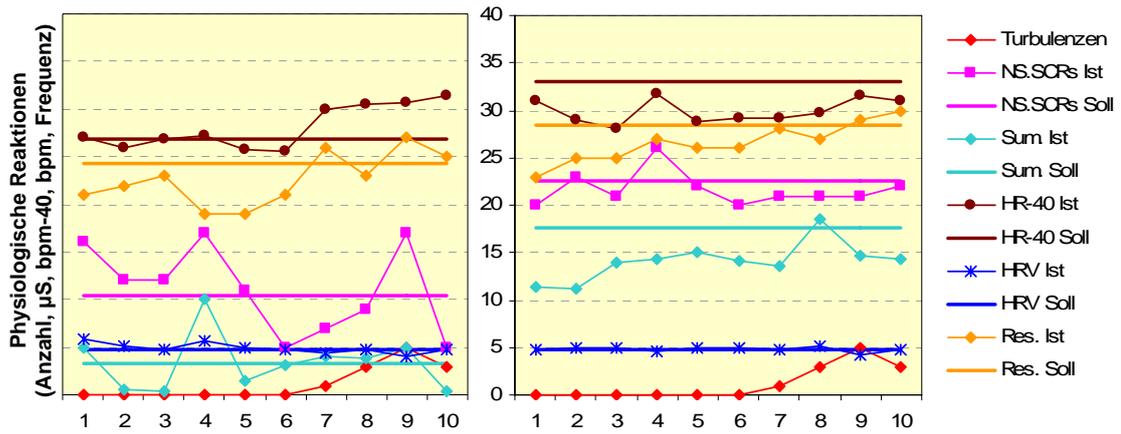


Vpn 104 und 204 Regelung nach NS.SCRs und HRV

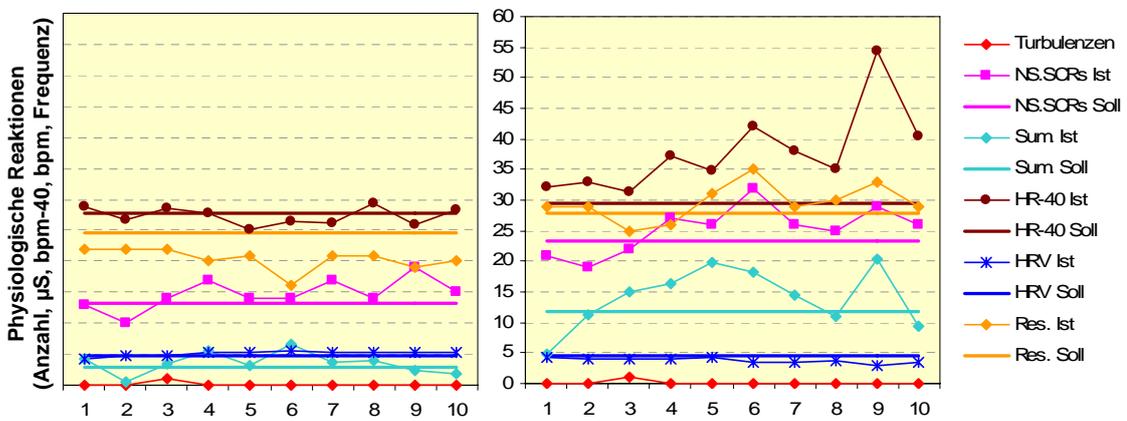


NS.SCRs = Spontanfluktuationen der EDA (Anzahl, bezogen auf 2-min-Segmente)
 Sum. = Summenamplitude der NS.SCRs (µS)
 HR-40 = Herzrate minus 40 (in beats per minute – bpm) zur besseren Übersichtlichkeit
 HRV = Herzratenvariabilität (bpm)
 Res. = Atemfrequenz (bezogen auf 2-min-Segmente)

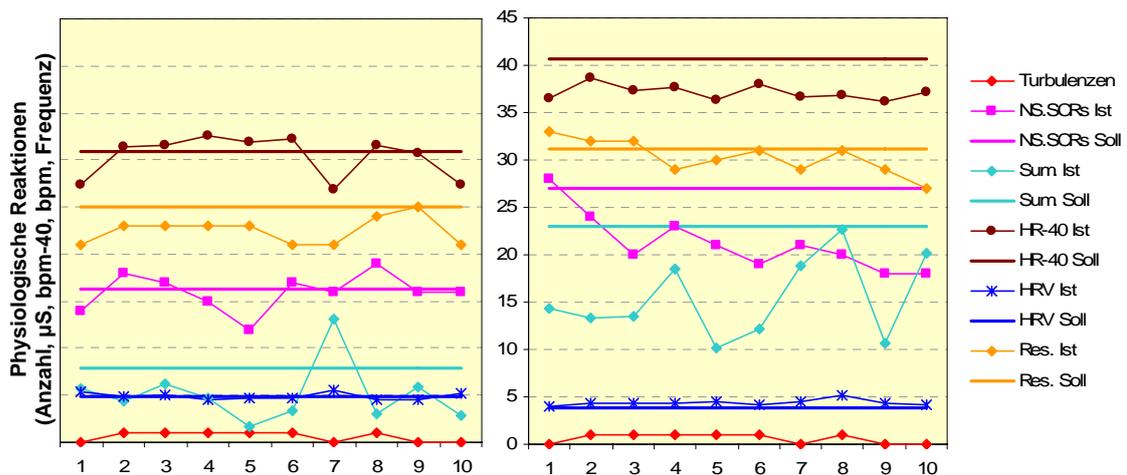
Vpn 105 und 205 Regelung nach NS.SCRs



Vpn 105 und 205 Regelung nach NS.SCRs und HR

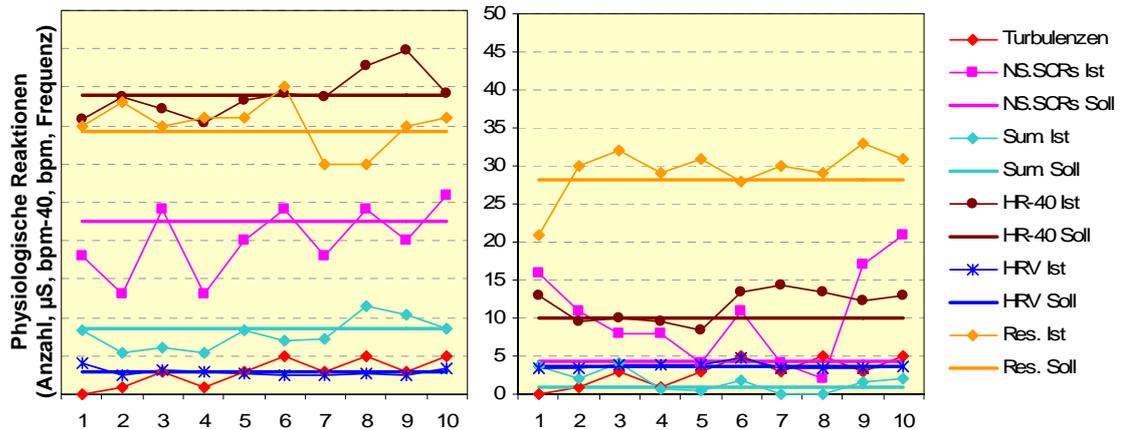


Vpn 105 und 205 Regelung nach NS.SCRs und HRV

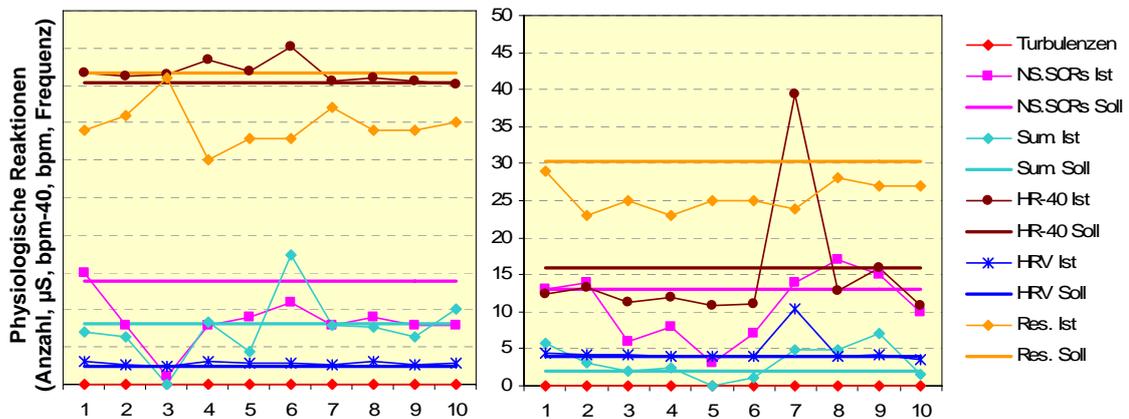


NS.SCRs = Spontanfluktuationen der EDA (Anzahl, bezogen auf 2-min-Segmente)
 Sum. = Summenamplitude der NS.SCRs (µS)
 HR-40 = Herzrate minus 40 (in beats per minute – bpm) zur besseren Übersichtlichkeit
 HRV = Herzratenvariabilität (bpm)
 Res. = Atemfrequenz (bezogen auf 2-min-Segmente)

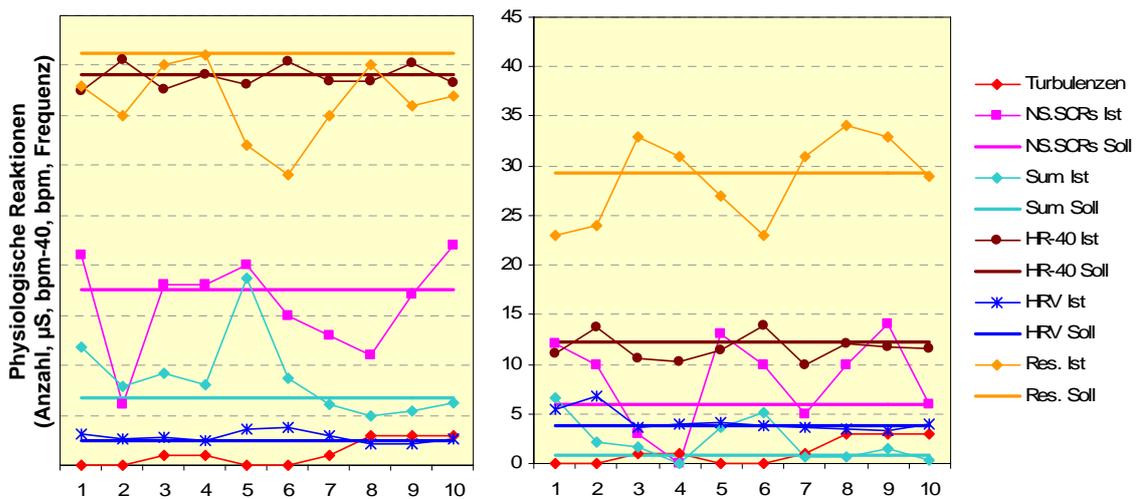
Vpn 106 und 206 Regelung nach NS.SCRs



Vpn 106 und 206 Regelung nach NS.SCRs und HR

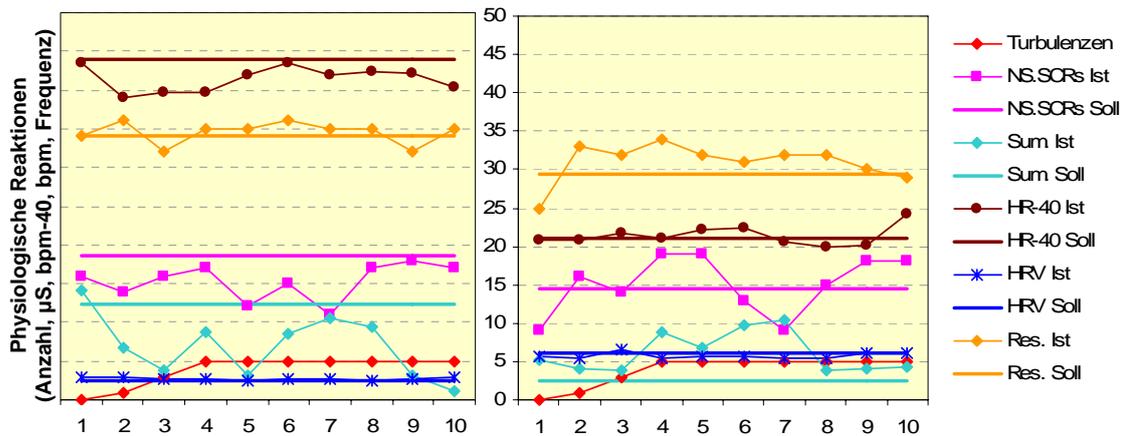


Vpn 106 und 206 Regelung nach NS.SCRs und HRV

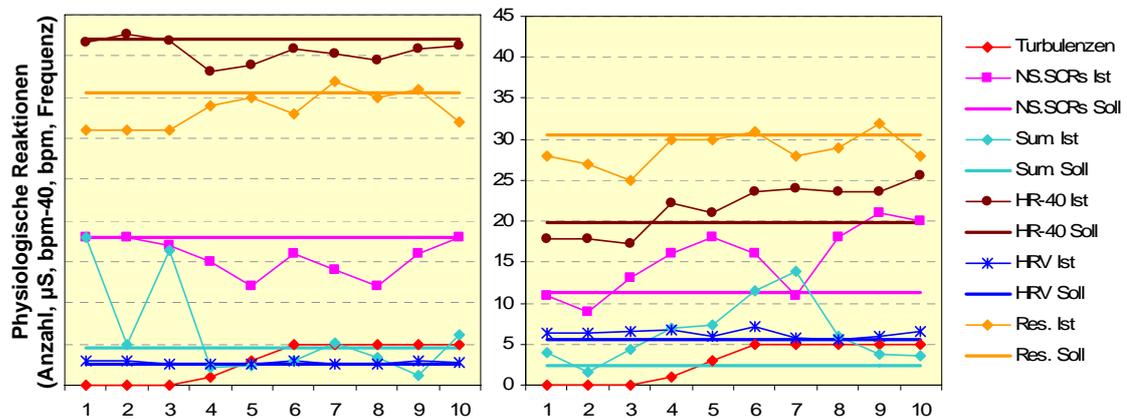


NS.SCRs = Spontanfluktuationen der EDA (Anzahl, bezogen auf 2-min-Segmente)
 Sum. = Summenamplitude der NS.SCRs (μ S)
 HR-40 = Herzrate minus 40 (in beats per minute – bpm) zur besseren Übersichtlichkeit
 HRV = Herzratenvariabilität (bpm)
 Res. = Atemfrequenz (bezogen auf 2-min-Segmente)

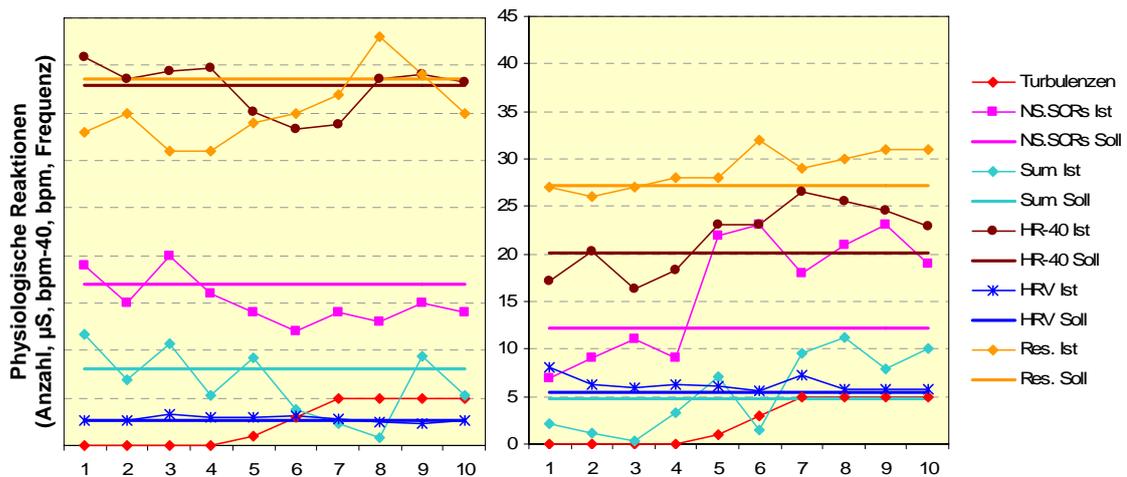
Vpn 107 und 207 Regelung nach NS.SCRs



Vpn 107 und 207 Regelung nach NS.SCRs und HR

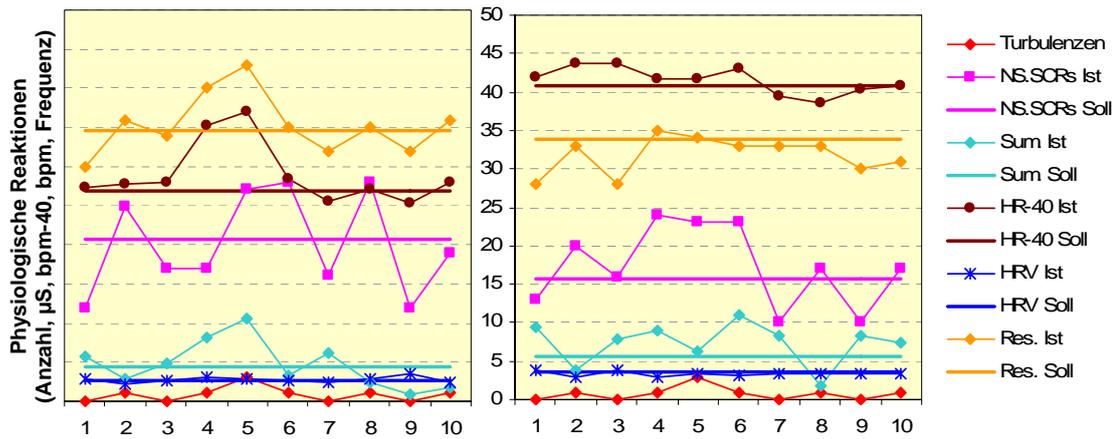


Vpn 107 und 207 Regelung nach NS.SCRs und HRV

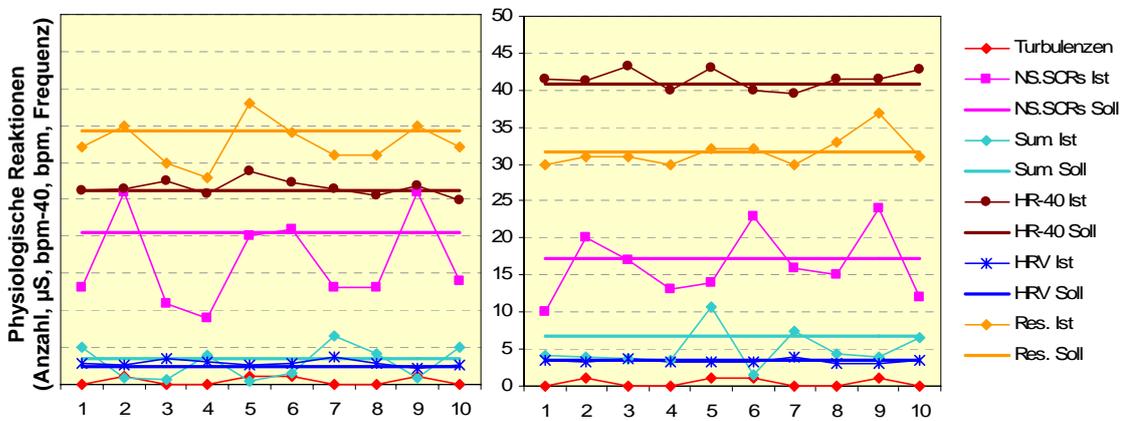


NS.SCRs = Spontanfluktuationen der EDA (Anzahl, bezogen auf 2-min-Segmente)
 Sum. = Summenamplitude der NS.SCRs (µS)
 HR-40 = Herzrate minus 40 (in beats per minute – bpm) zur besseren Übersichtlichkeit
 HRV = Herzratenvariabilität (bpm)
 Res. = Atemfrequenz (bezogen auf 2-min-Segmente)

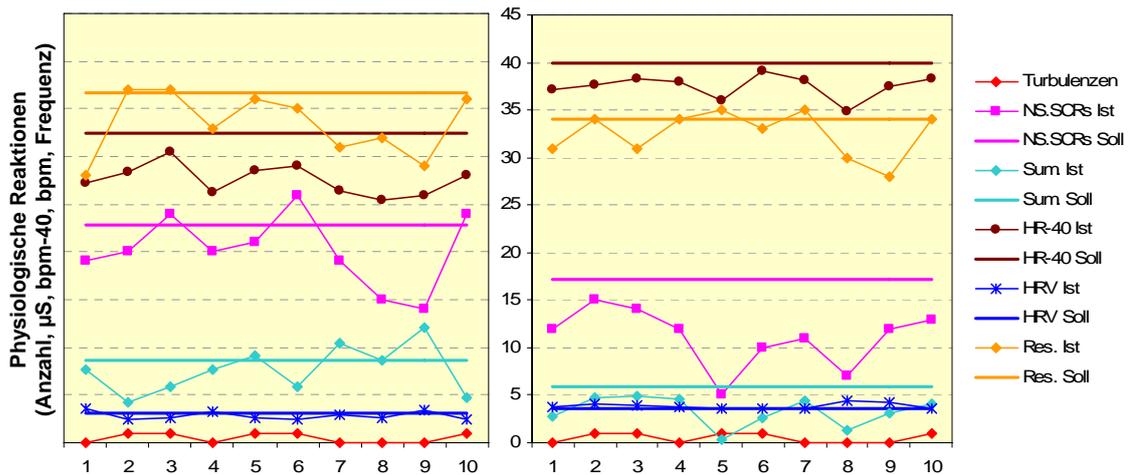
Vpn 108 und 208 Regelung nach NS.SCRs



Vpn 108 und 208 Regelung nach NS.SCRs und HR

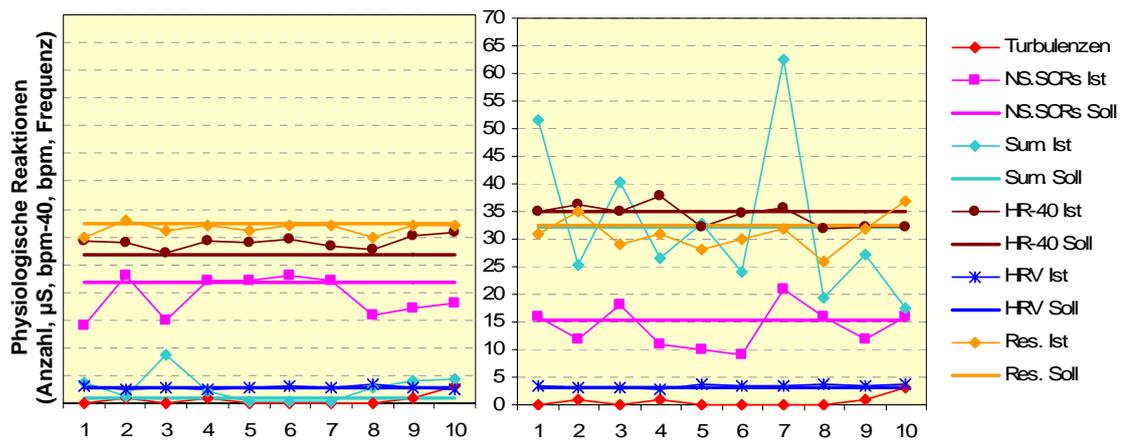


Vpn 108 und 208 Regelung nach NS.SCRs und HRV

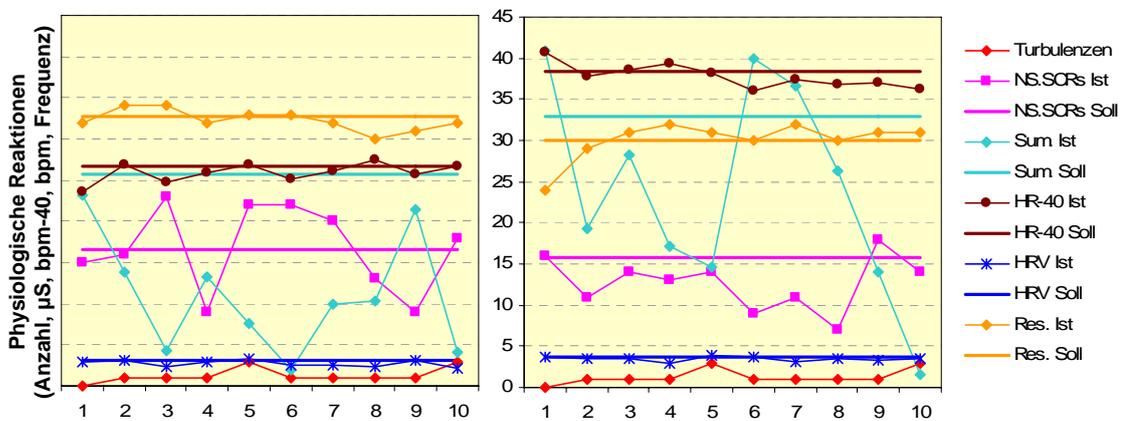


NS.SCRs = Spontanfluktuationen der EDA (Anzahl, bezogen auf 2-min-Segmente)
 Sum. = Summenamplitude der NS.SCRs (µS)
 HR-40 = Herzrate minus 40 (in beats per minute – bpm) zur besseren Übersichtlichkeit
 HRV = Herzratenvariabilität (bpm)
 Res. = Atemfrequenz (bezogen auf 2-min-Segmente)

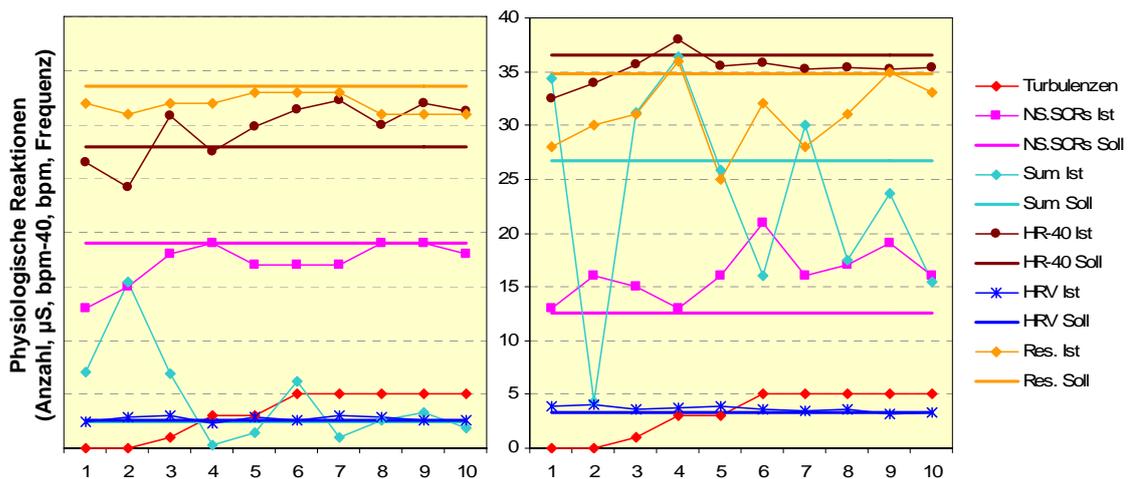
Vpn 109 und 209 Regelung nach NS.SCRs



Vpn 109 und 209 Regelung nach NS.SCRs und HR

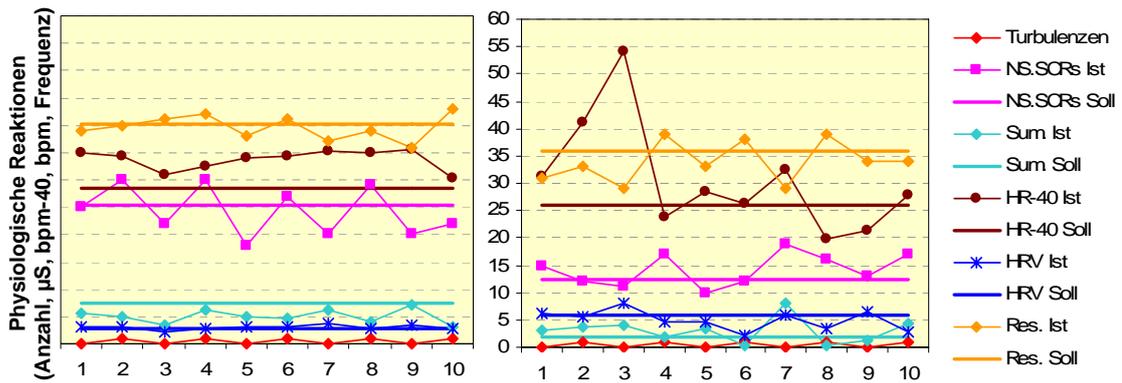


Vpn 109 und 209 Regelung nach NS.SCRs und HRV

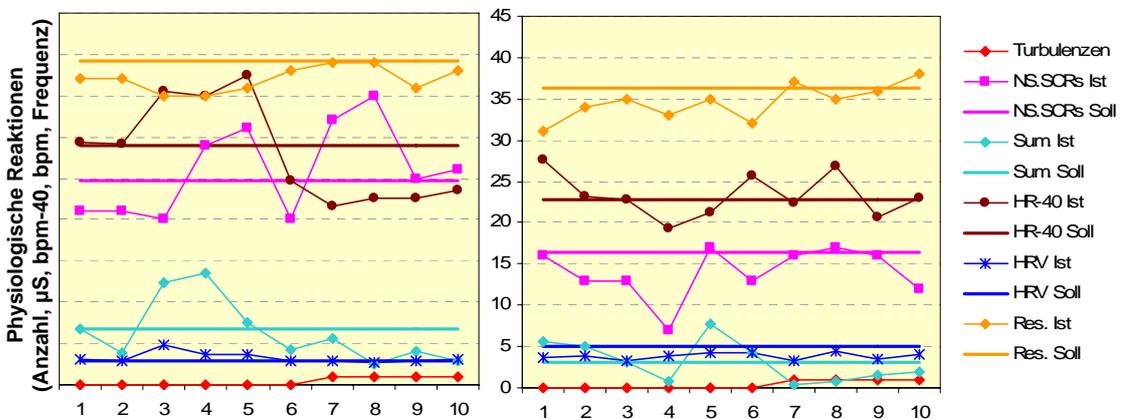


NS.SCRs = Spontanfluktuationen der EDA (Anzahl, bezogen auf 2-min-Segmente)
 Sum. = Summenamplitude der NS.SCRs (µS)
 HR-40 = Herzrate minus 40 (in beats per minute – bpm) zur besseren Übersichtlichkeit
 HRV = Herzratenvariabilität (bpm)
 Res. = Atemfrequenz (bezogen auf 2-min-Segmente)

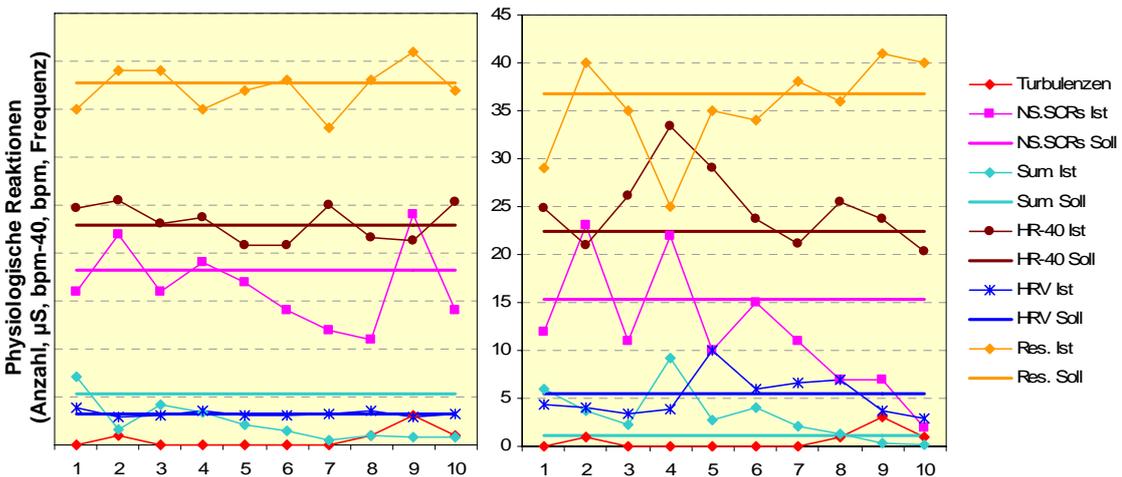
Vpn 110 und 210 Regelung nach NS.SCRs



Vpn 110 und 210 Regelung nach NS.SCRs und HR

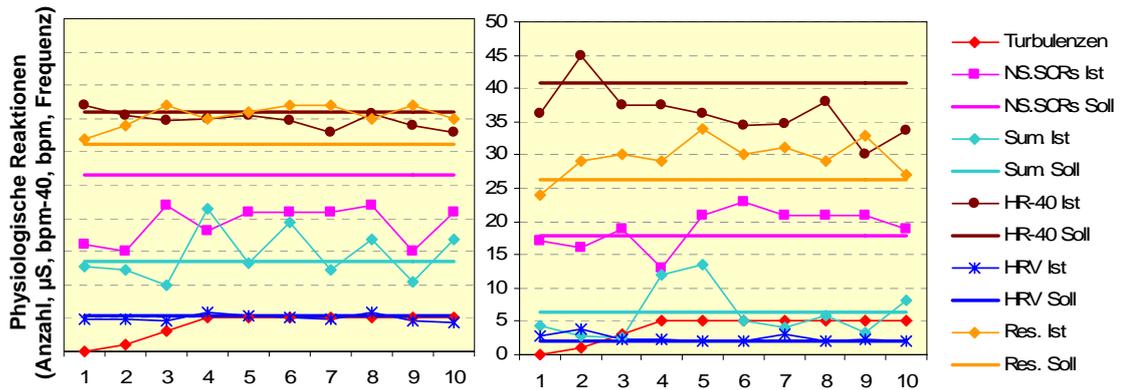


Vpn 110 und 210 Regelung nach NS.SCRs und HRV

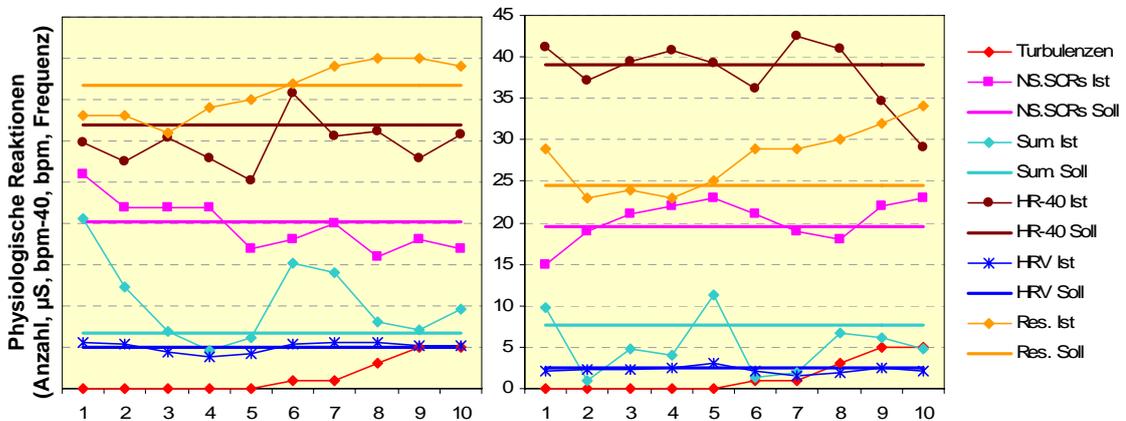


NS.SCRs = Spontanfluktuationen der EDA (Anzahl, bezogen auf 2-min-Segmente)
 Sum. = Summenamplitude der NS.SCRs (μ S)
 HR-40 = Herzrate minus 40 (in beats per minute – bpm) zur besseren Übersichtlichkeit
 HRV = Herzratenvariabilität (bpm)
 Res. = Atemfrequenz (bezogen auf 2-min-Segmente)

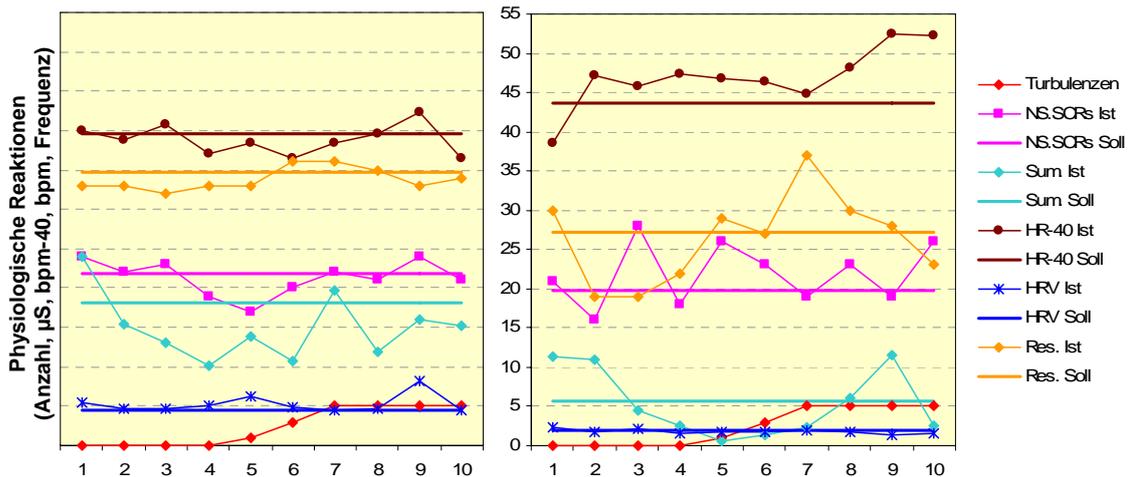
Vpn 111 und 211 Regelung nach NS.SCRs



Vpn 111 und 211 Regelung nach NS.SCRs und HR

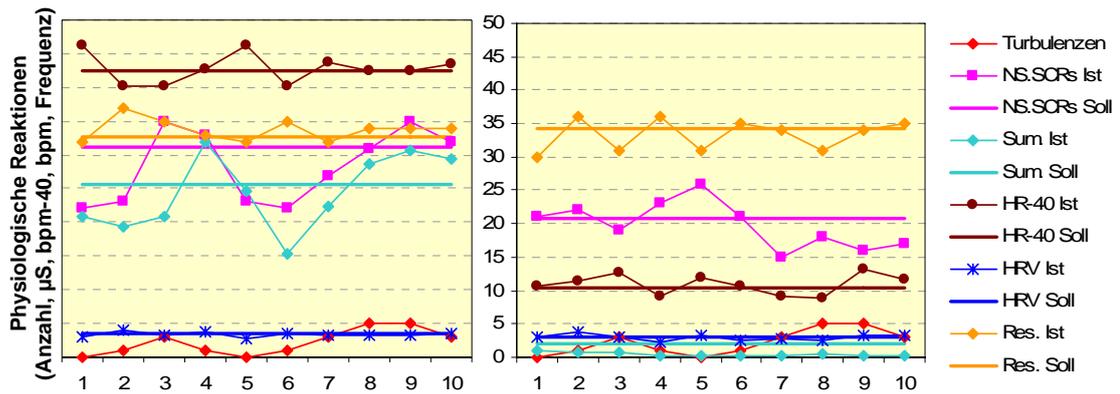


Vpn 111 und 211 Regelung nach NS.SCRs und HRV

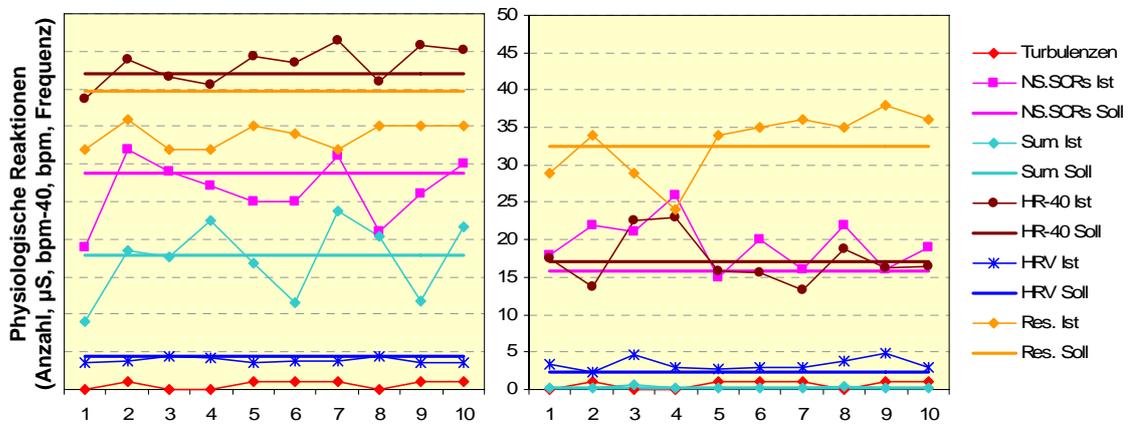


NS.SCRs = Spontanfluktuationen der EDA (Anzahl, bezogen auf 2-min-Segmente)
 Sum. = Summenamplitude der NS.SCRs (µS)
 HR-40 = Herzrate minus 40 (in beats per minute – bpm) zur besseren Übersichtlichkeit
 HRV = Herzratenvariabilität (bpm)
 Res. = Atemfrequenz (bezogen auf 2-min-Segmente)

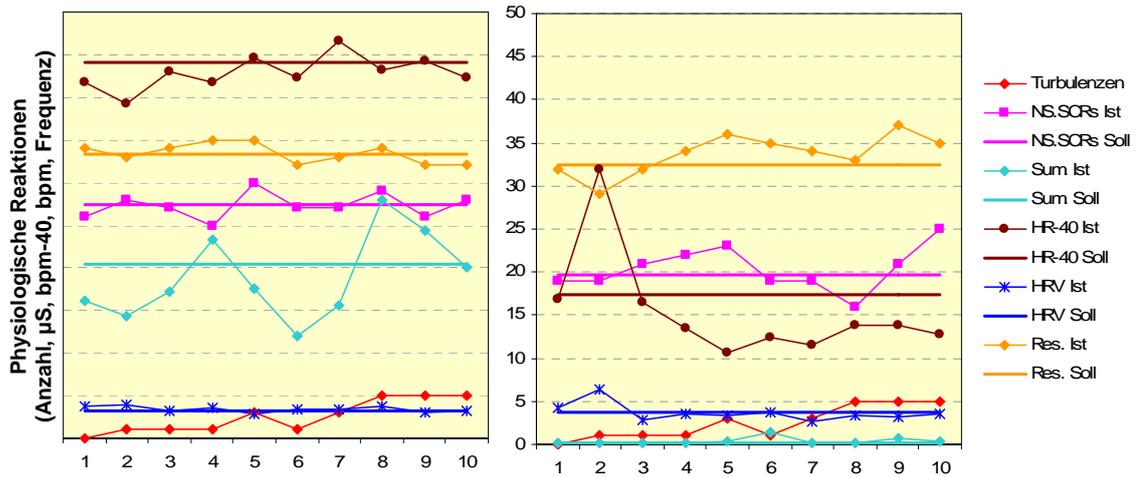
Vpn 112 und 212 Regelung nach NS.SCRs



Vpn 112 und 212 Regelung nach NS.SCRs und HR

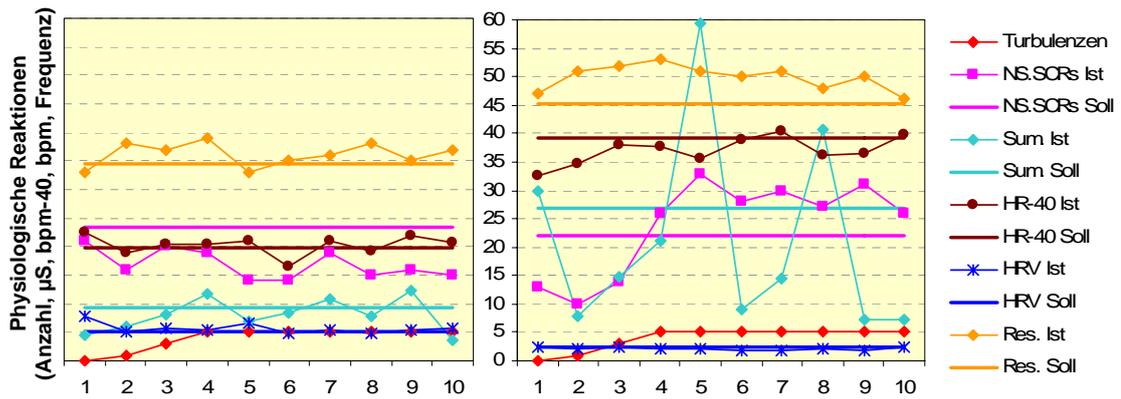


Vpn 112 und 212 Regelung nach NS.SCRs und HRV

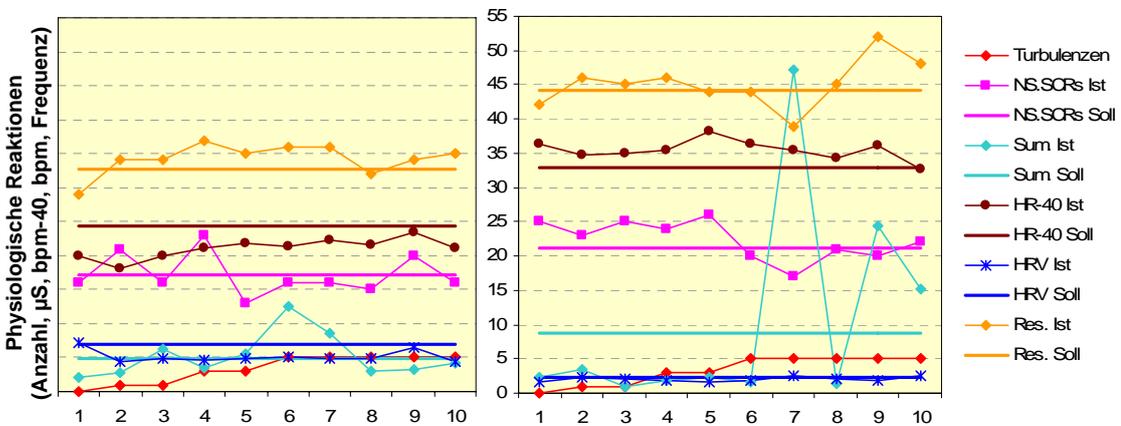


NS.SCRs = Spontanfluktuationen der EDA (Anzahl, bezogen auf 2-min-Segmente)
 Sum. = Summenamplitude der NS.SCRs (µS)
 HR-40 = Herzrate minus 40 (in beats per minute – bpm) zur besseren Übersichtlichkeit
 HRV = Herzratenvariabilität (bpm)
 Res. = Atemfrequenz (bezogen auf 2-min-Segmente)

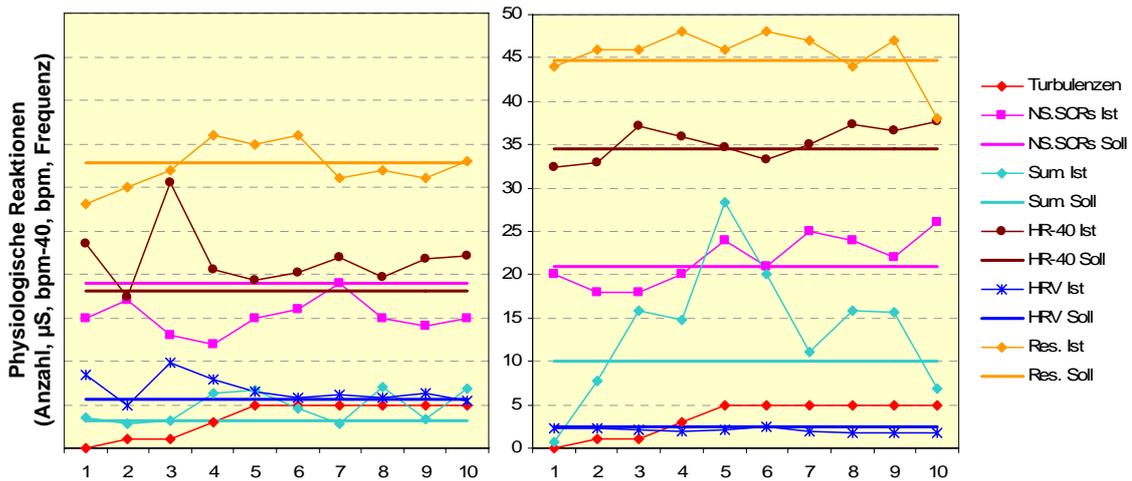
Vpn 113 und 213 Regelung nach NS.SCRs



Vpn 113 und 213 Regelung nach NS.SCRs und HR

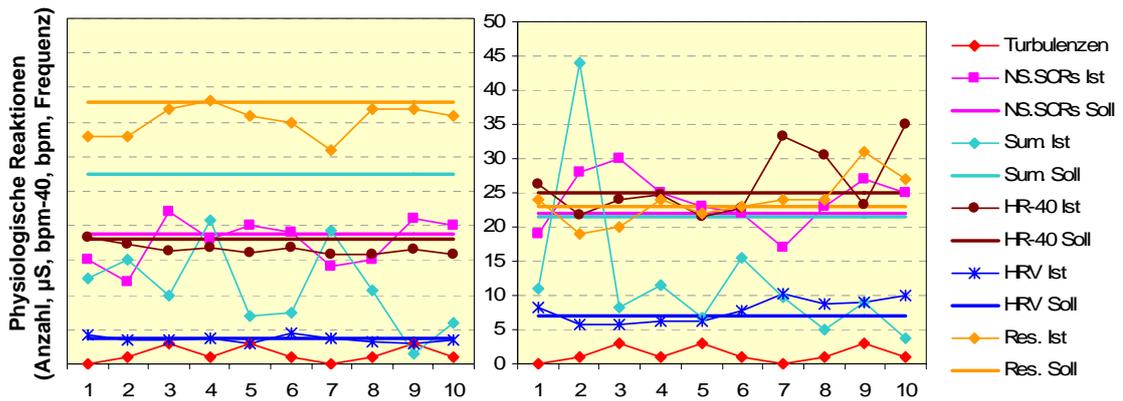


Vpn 113 und 213 Regelung nach NS.SCRs und HRV

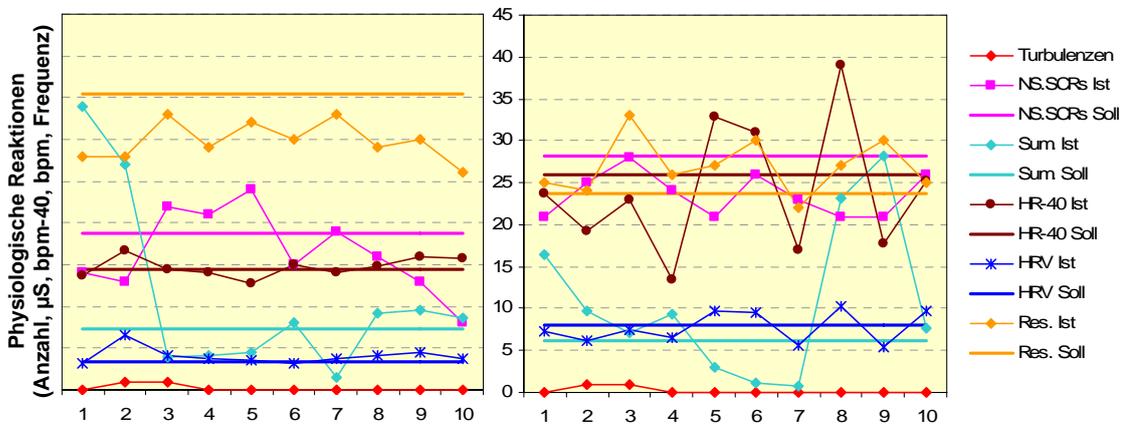


NS.SCRs = Spontanfluktuationen der EDA (Anzahl, bezogen auf 2-min-Segmente)
 Sum. = Summenamplitude der NS.SCRs (µS)
 HR-40 = Herzrate minus 40 (in beats per minute – bpm) zur besseren Übersichtlichkeit
 HRV = Herzratenvariabilität (bpm)
 Res. = Atemfrequenz (bezogen auf 2-min-Segmente)

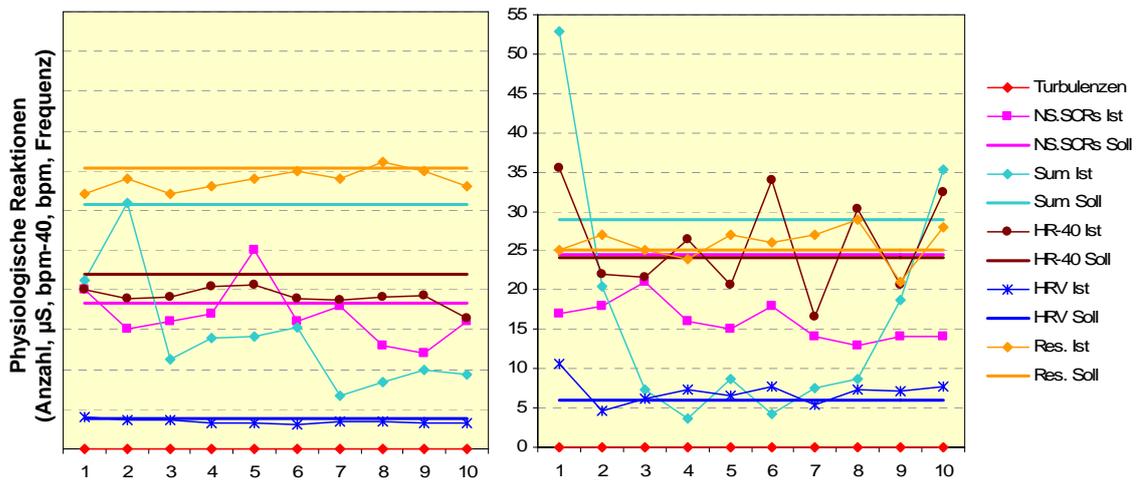
Vpn 114 und 214 Regelung nach NS.SCRs



Vpn 114 und 214 Regelung nach NS.SCRs und HR

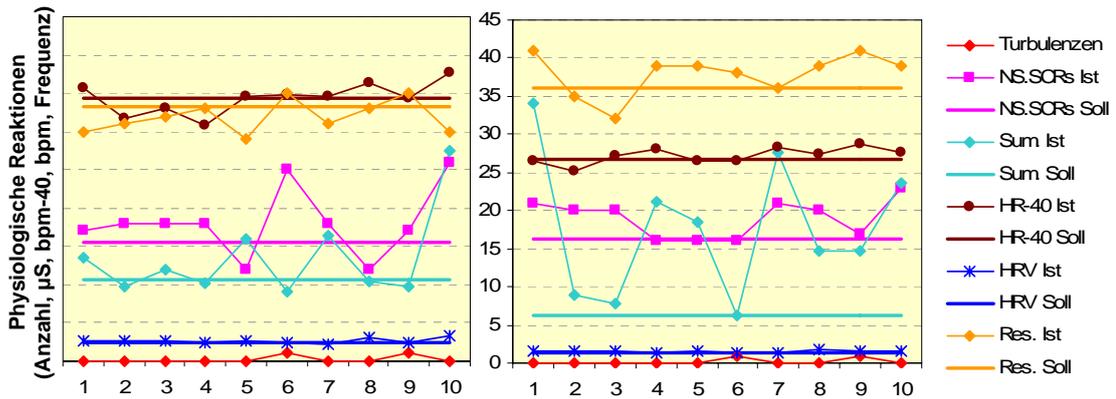


Vpn 114 und 214 Regelung nach NS.SCRs und HRV

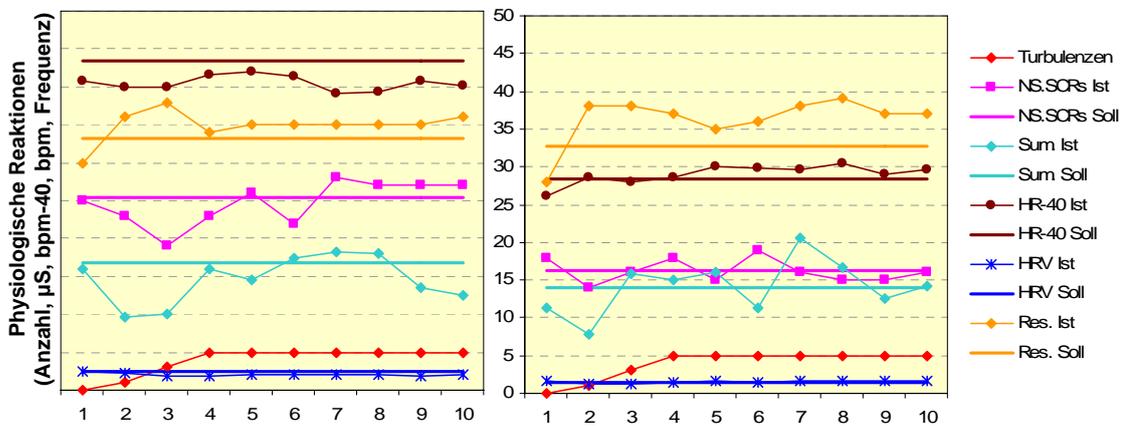


NS.SCRs = Spontanfluktuationen der EDA (Anzahl, bezogen auf 2-min-Segmente)
 Sum. = Summenamplitude der NS.SCRs (µS)
 HR-40 = Herzrate minus 40 (in beats per minute – bpm) zur besseren Übersichtlichkeit
 HRV = Herzratenvariabilität (bpm)
 Res. = Atemfrequenz (bezogen auf 2-min-Segmente)

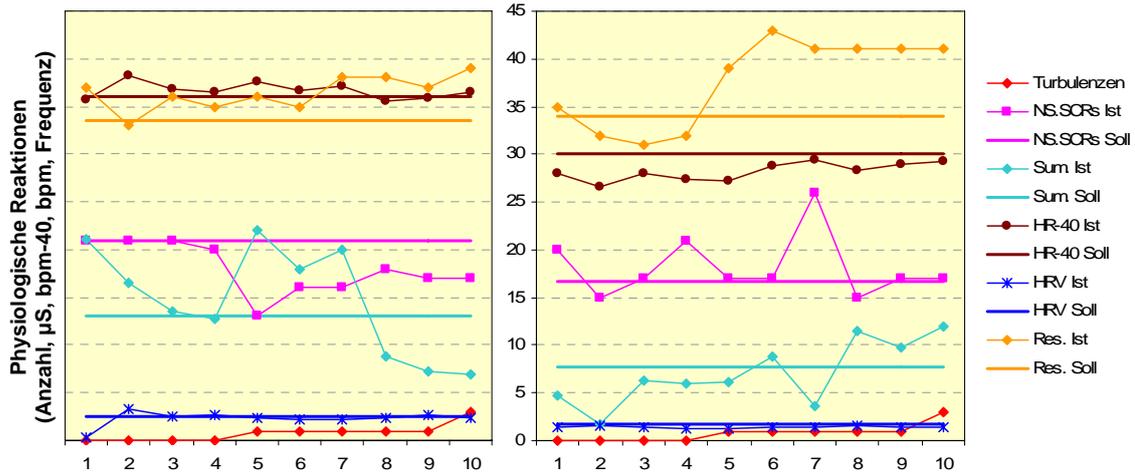
Vpn 115 und 215 Regelung nach NS.SCRs



Vpn 115 und 215 Regelung nach NS.SCRs und HR

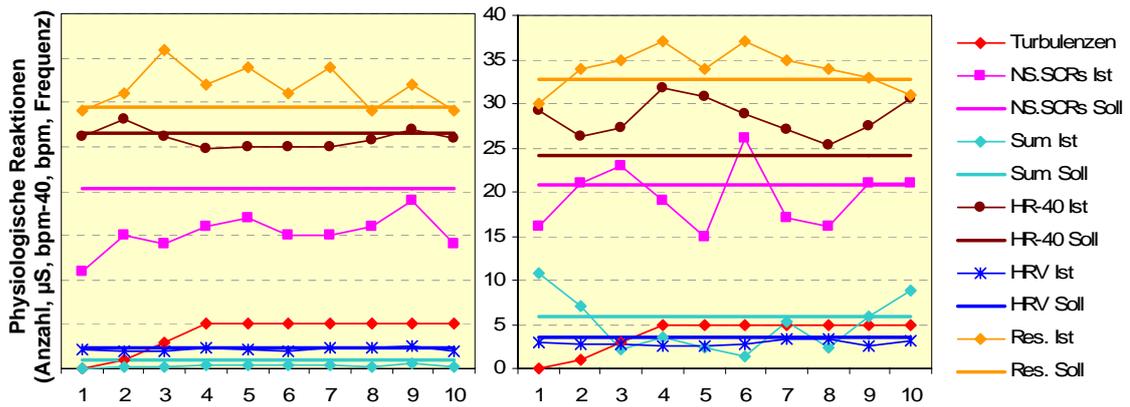


Vpn 115 und 215 Regelung nach NS.SCRs und HRV

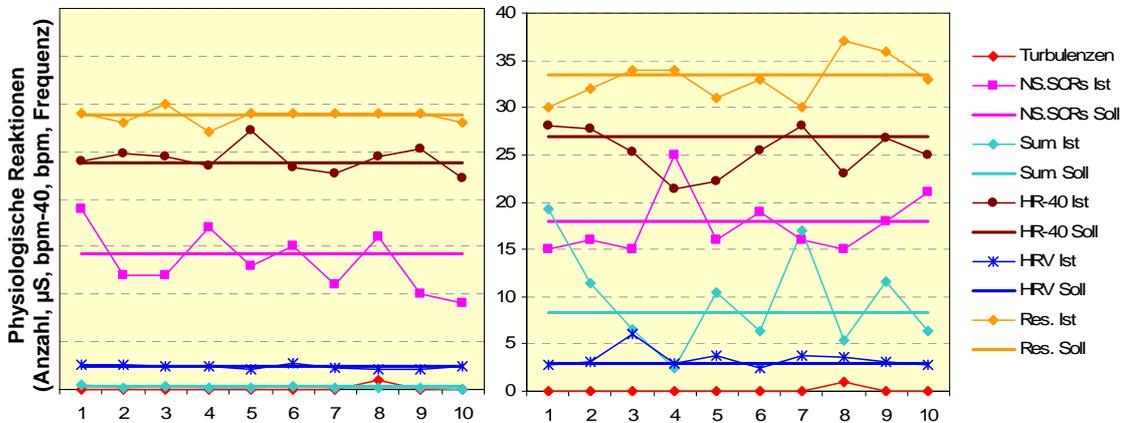


NS.SCRs = Spontanfluktuationen der EDA (Anzahl, bezogen auf 2-min-Segmente)
 Sum. = Summenamplitude der NS.SCRs (µS)
 HR-40 = Herzrate minus 40 (in beats per minute – bpm) zur besseren Übersichtlichkeit
 HRV = Herzratenvariabilität (bpm)
 Res. = Atemfrequenz (bezogen auf 2-min-Segmente)

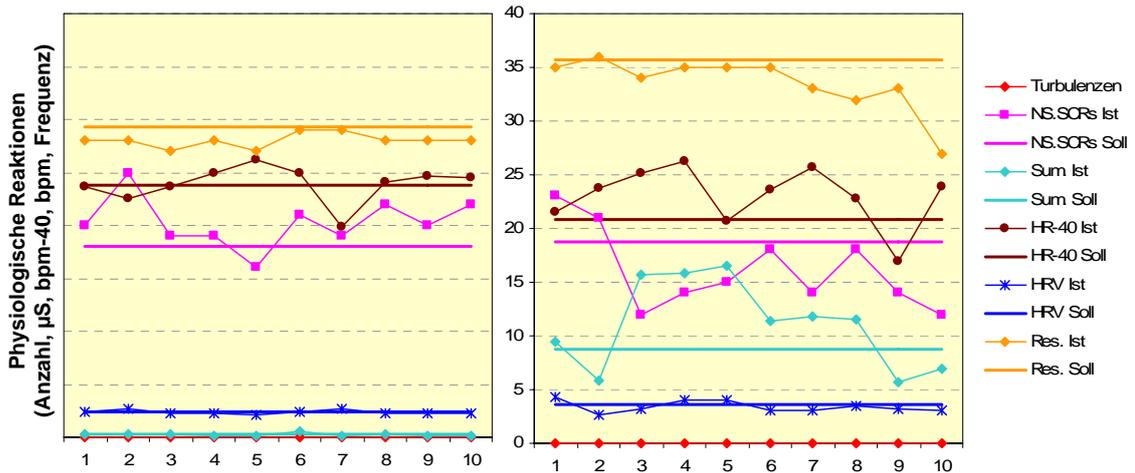
Vpn 116 und 216 Regelung nach NS.SCRs



Vpn 116 und 216 Regelung nach NS.SCRs und HR

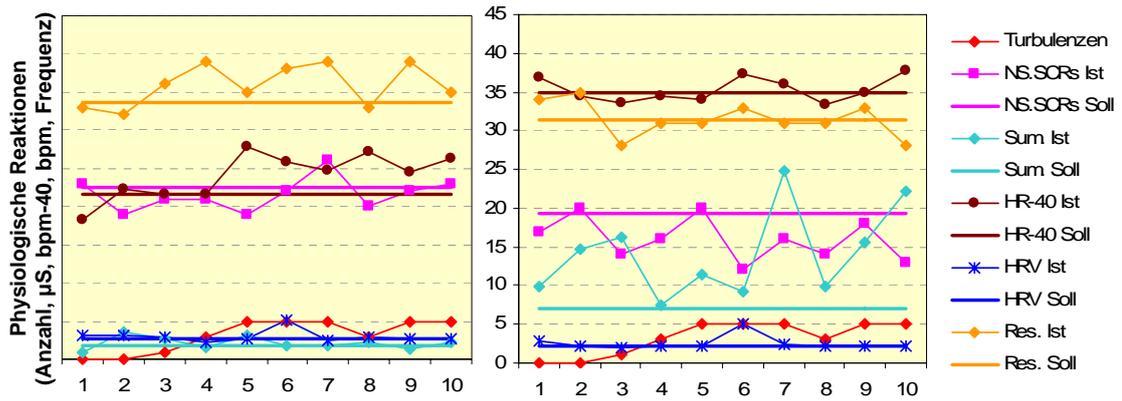


Vpn 116 und 216 Regelung nach NS.SCRs und HRV

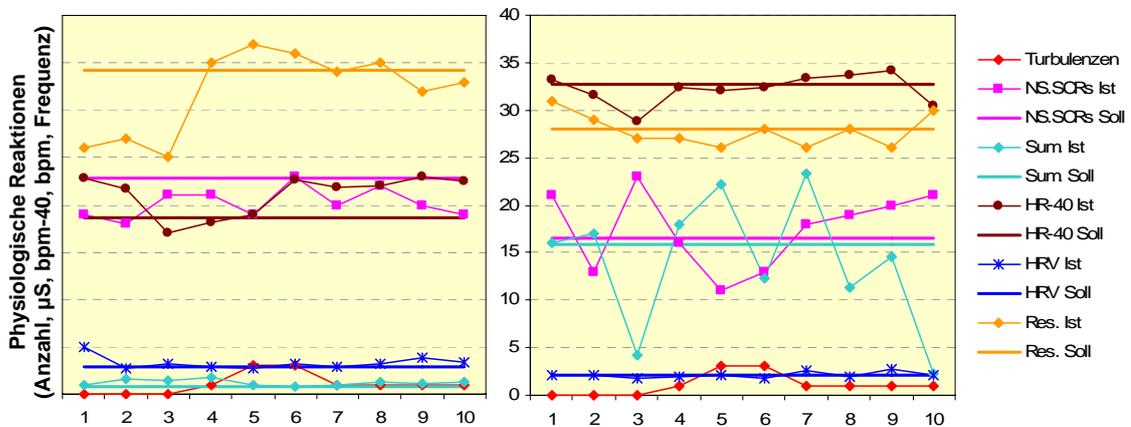


NS.SCRs = Spontanfluktuationen der EDA (Anzahl, bezogen auf 2-min-Segmente)
 Sum. = Summenamplitude der NS.SCRs (µS)
 HR-40 = Herzrate minus 40 (in beats per minute – bpm) zur besseren Übersichtlichkeit
 HRV = Herzratenvariabilität (bpm)
 Res. = Atemfrequenz (bezogen auf 2-min-Segmente)

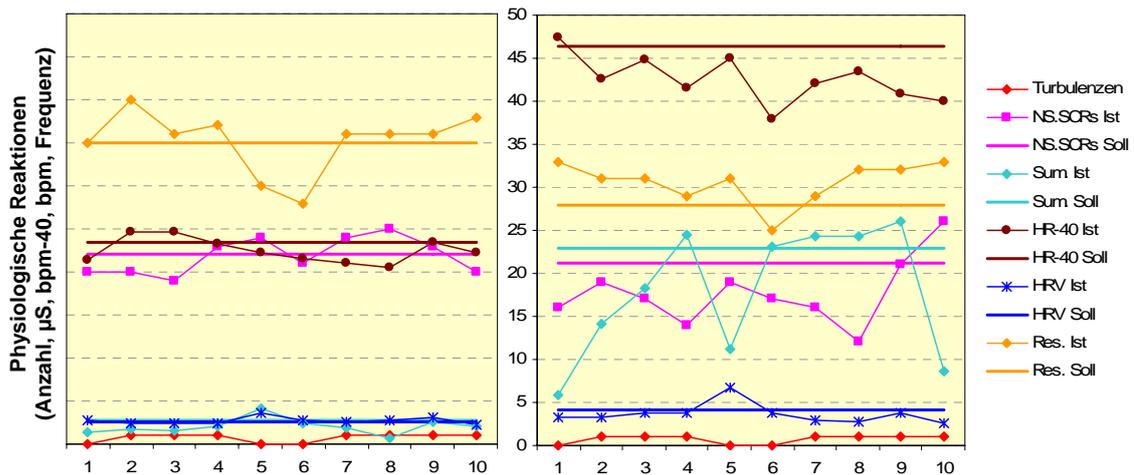
Vpn 117 und 217 Regelung nach NS.SCRs



Vpn 117 und 217 Regelung nach NS.SCRs und HR

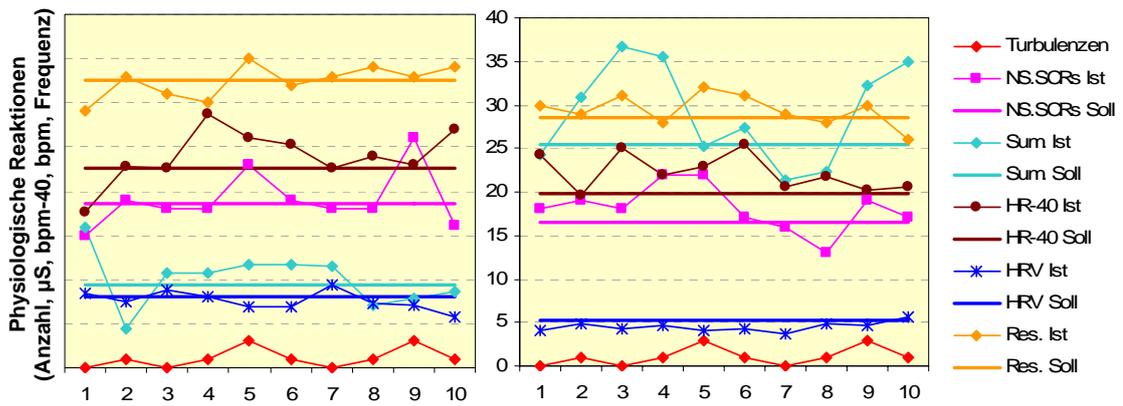


Vpn 117 und 217 Regelung nach NS.SCRs und HRV

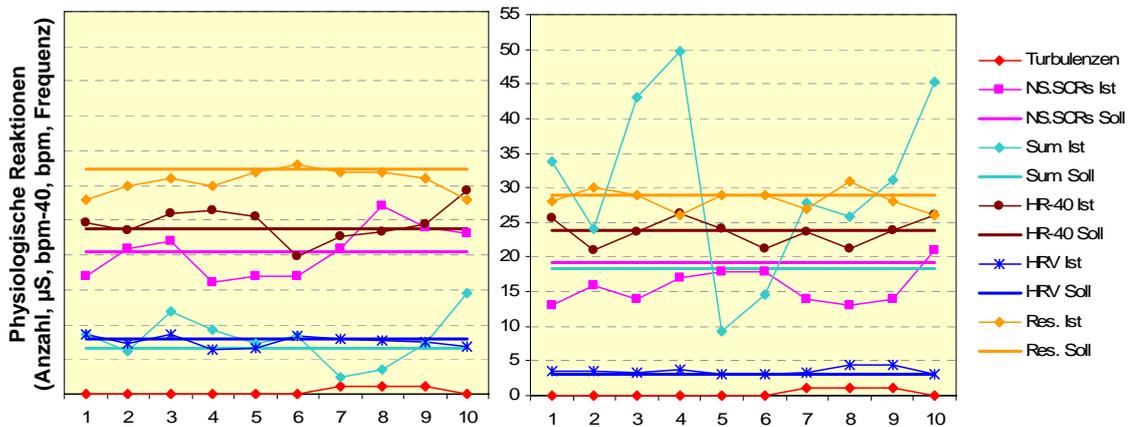


NS.SCRs = Spontanfluktuationen der EDA (Anzahl, bezogen auf 2-min-Segmente)
 Sum. = Summenamplitude der NS.SCRs (µS)
 HR-40 = Herzrate minus 40 (in beats per minute – bpm) zur besseren Übersichtlichkeit
 HRV = Herzratenvariabilität (bpm)
 Res. = Atemfrequenz (bezogen auf 2-min-Segmente)

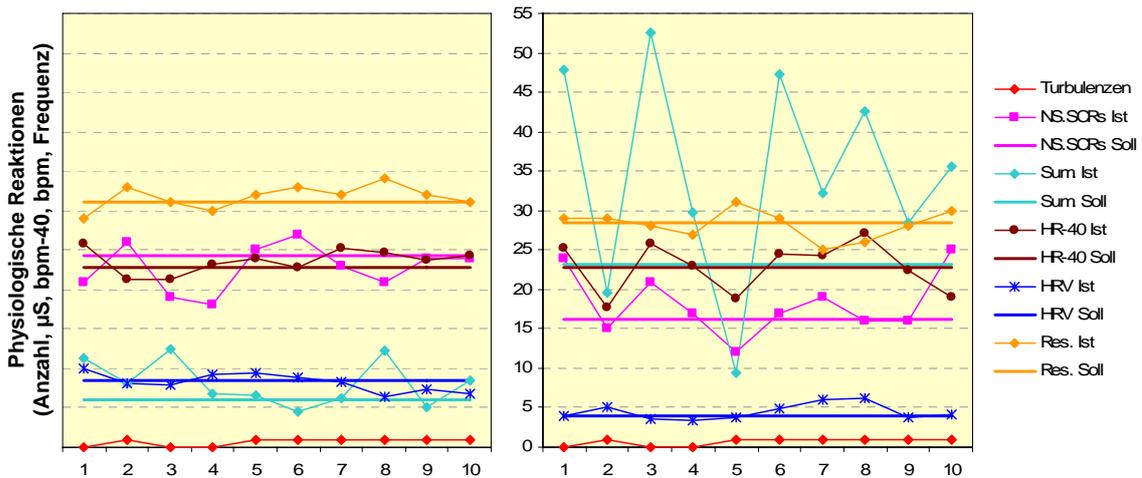
Vpn 118 und 218 Regelung nach NS.SCRs



Vpn 118 und 218 Regelung nach NS.SCRs und HR

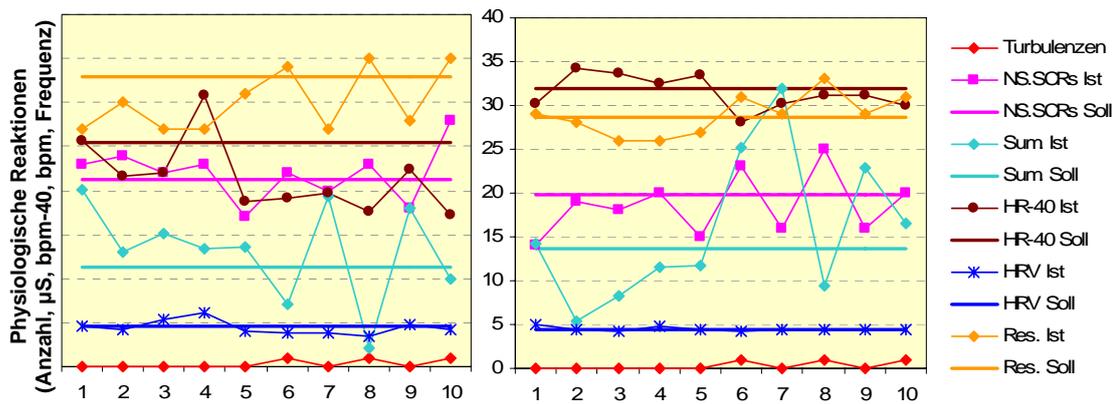


Vpn 118 und 218 Regelung nach NS.SCRs und HRV

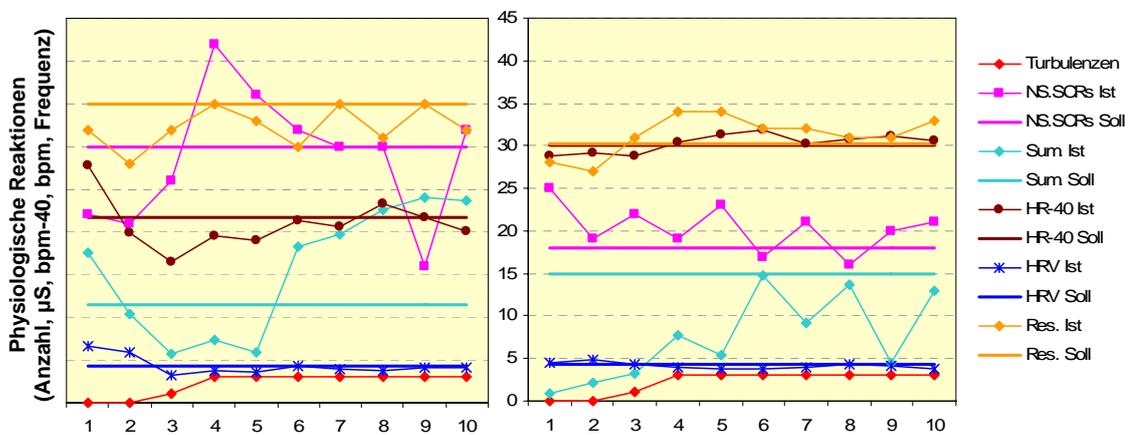


NS.SCRs = Spontanfluktuationen der EDA (Anzahl, bezogen auf 2-min-Segmente)
 Sum. = Summenamplitude der NS.SCRs (µS)
 HR-40 = Herzrate minus 40 (in beats per minute – bpm) zur besseren Übersichtlichkeit
 HRV = Herzratenvariabilität (bpm)
 Res. = Atemfrequenz (bezogen auf 2-min-Segmente)

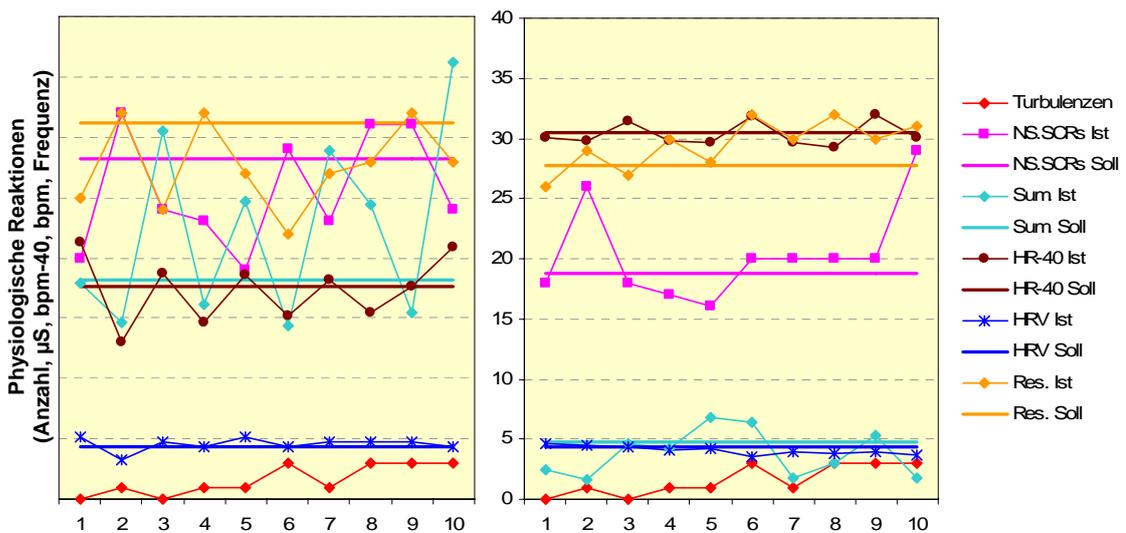
Vpn 119 und 219 Regelung nach NS.SCRs



Vpn 119 und 219 Regelung nach NS.SCRs und HR

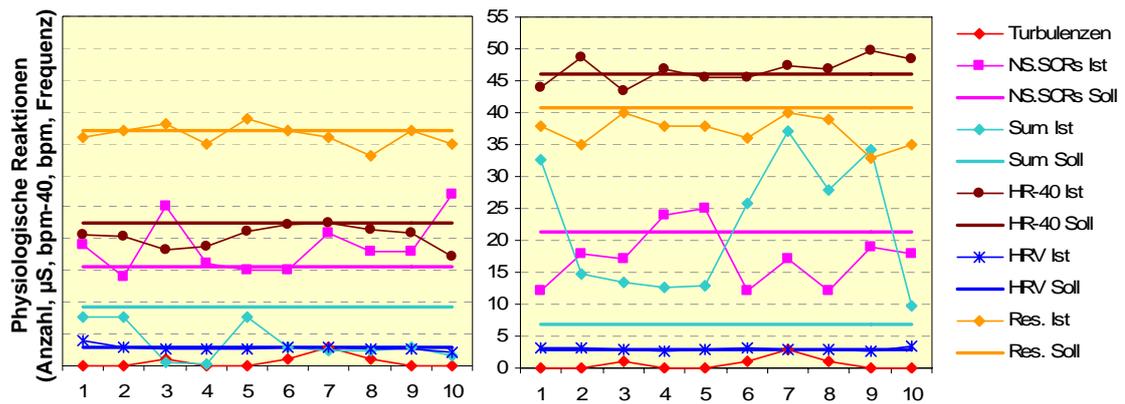


Vpn 119 und 219 Regelung nach NS.SCRs und HRV

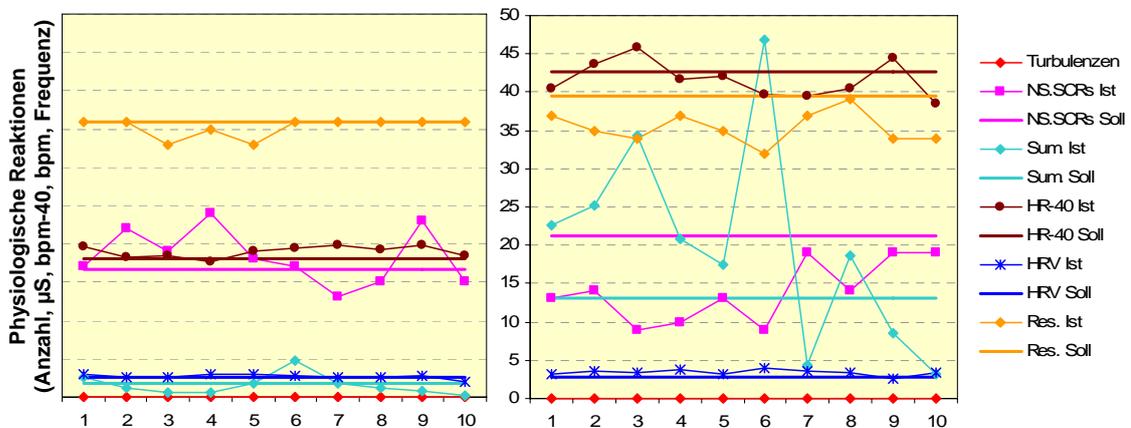


NS.SCRs = Spontanfluktuationen der EDA (Anzahl, bezogen auf 2-min-Segmente)
 Sum. = Summenamplitude der NS.SCRs (µS)
 HR-40 = Herzrate minus 40 (in beats per minute – bpm) zur besseren Übersichtlichkeit
 HRV = Herzratenvariabilität (bpm)
 Res. = Atemfrequenz (bezogen auf 2-min-Segmente)

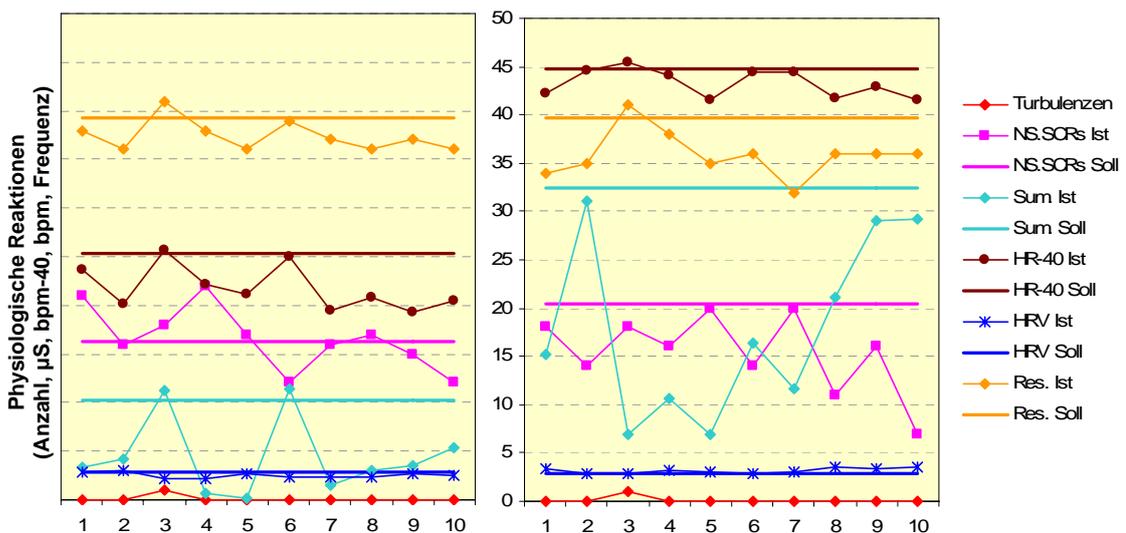
Vpn 120 und 220 Regelung nach NS.SCRs



Vpn 120 und 220 Regelung nach NS.SCRs und HR

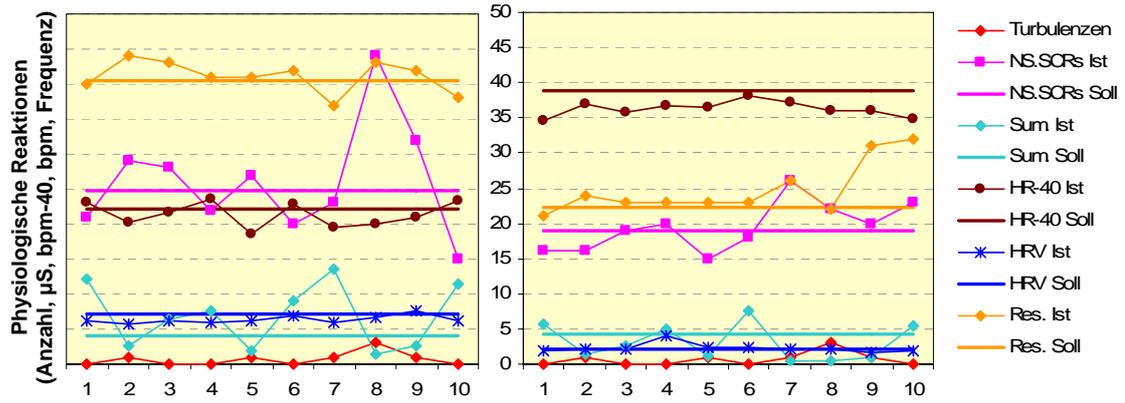


Vpn 120 und 220 Regelung nach NS.SCRs und HRV

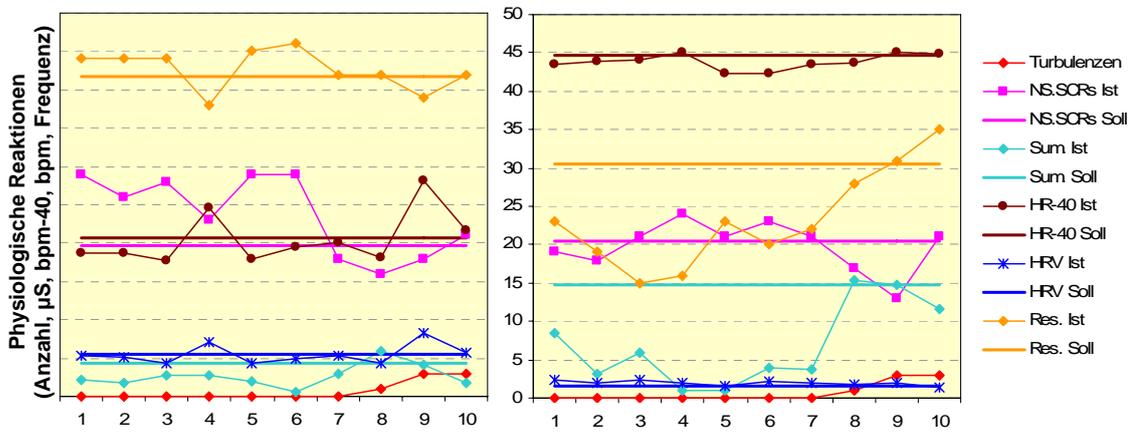


NS.SCRs = Spontanfluktuationen der EDA (Anzahl, bezogen auf 2-min-Segmente)
 Sum. = Summenamplitude der NS.SCRs (µS)
 HR-40 = Herzrate minus 40 (in beats per minute – bpm) zur besseren Übersichtlichkeit
 HRV = Herzratenvariabilität (bpm)
 Res. = Atemfrequenz (bezogen auf 2-min-Segmente)

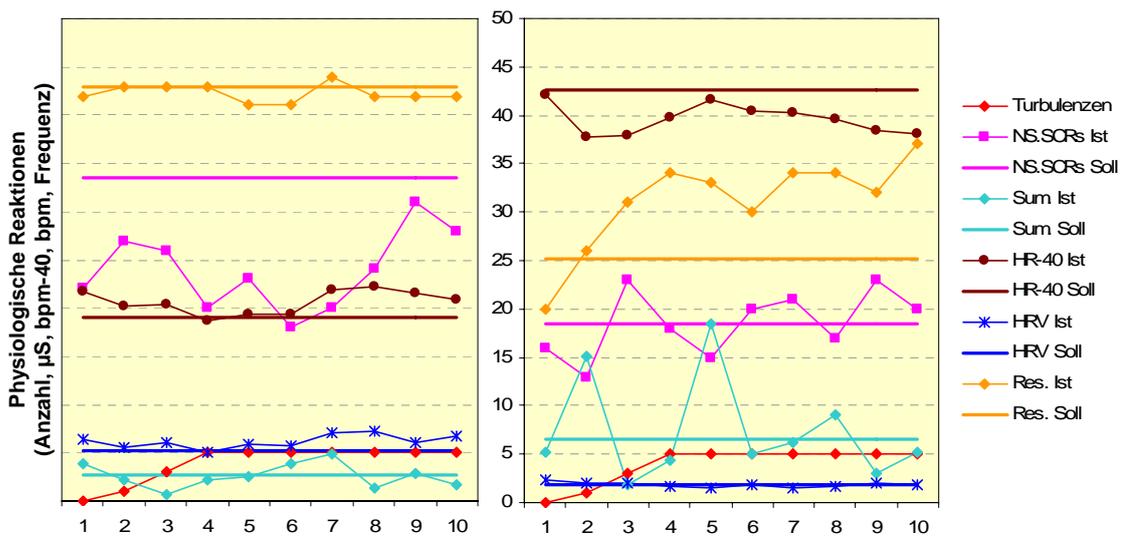
Vpn 121 und 221 Regelung nach NS.SCRs



Vpn 121 und 221 Regelung nach NS.SCRs und HR

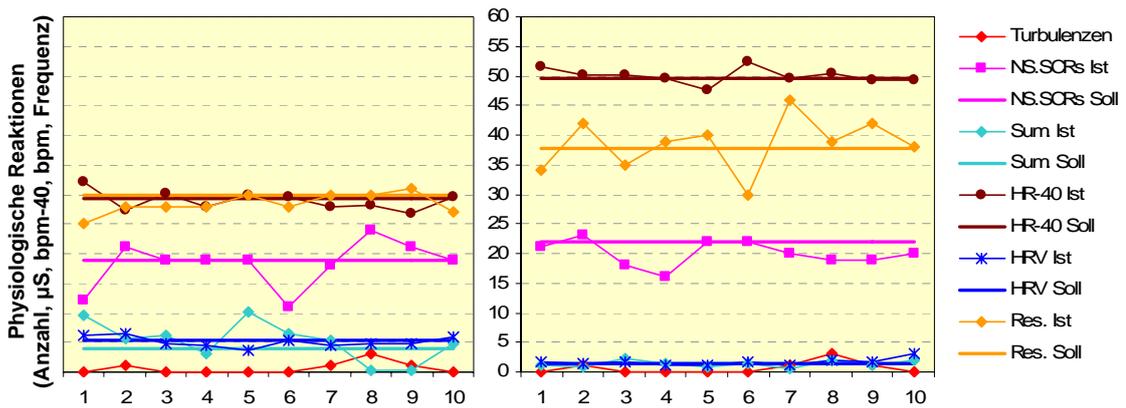


Vpn 121 und 221 Regelung nach NS.SCRs und HRV

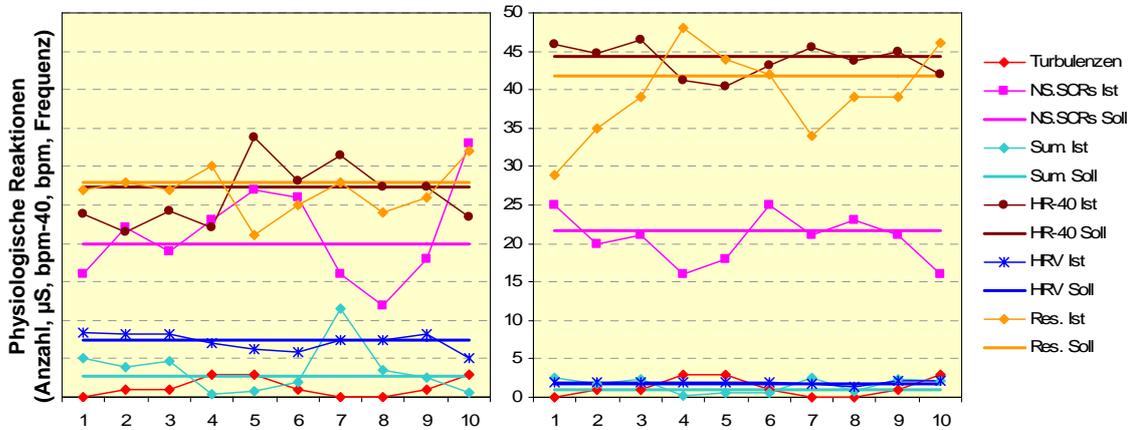


NS.SCRs = Spontanfluktuationen der EDA (Anzahl, bezogen auf 2-min-Segmente)
 Sum. = Summenamplitude der NS.SCRs (µS)
 HR-40 = Herzrate minus 40 (in beats per minute – bpm) zur besseren Übersichtlichkeit
 HRV = Herzratenvariabilität (bpm)
 Res. = Atemfrequenz (bezogen auf 2-min-Segmente)

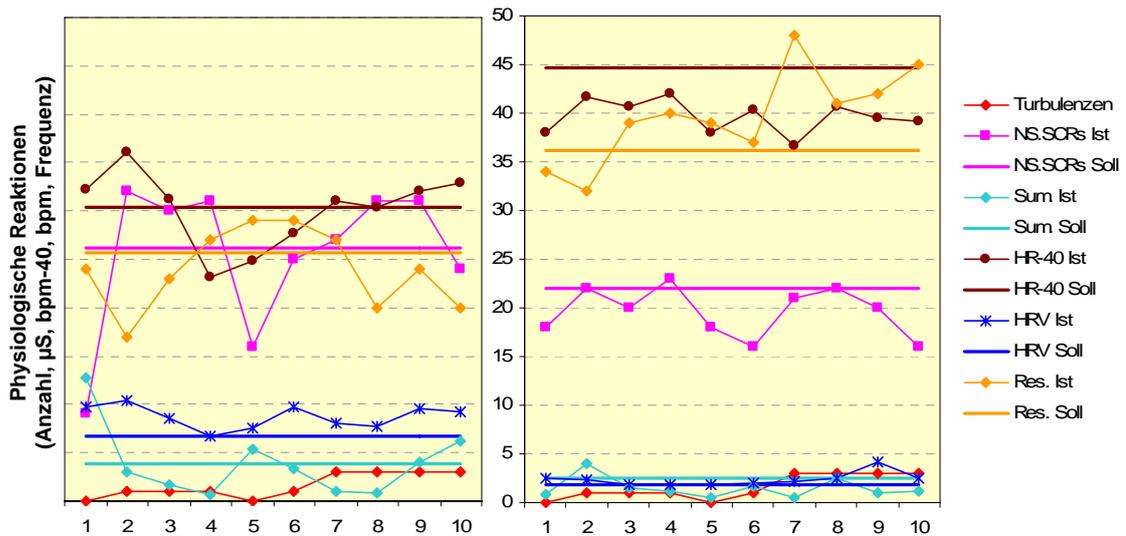
Vpn 122 und 222 Regelung nach NS.SCRs



Vpn 122 und 222 Regelung nach NS.SCRs und HR

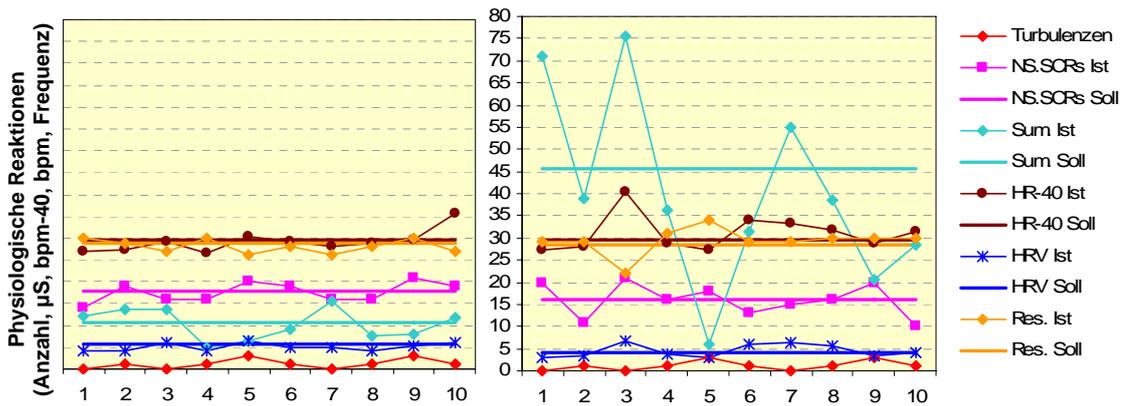


Vpn 122 und 222 Regelung nach NS.SCRs und HRV

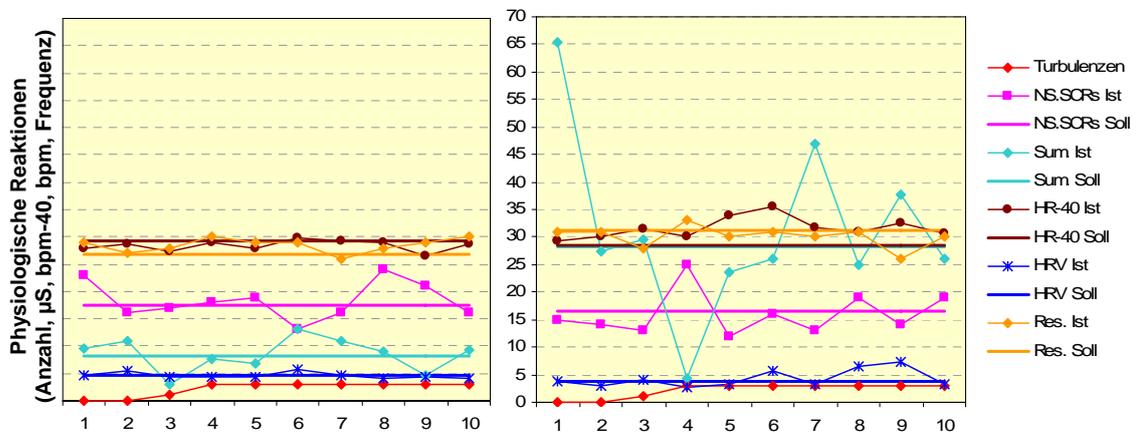


NS.SCRs = Spontanfluktuationen der EDA (Anzahl, bezogen auf 2-min-Segmente)
 Sum. = Summenamplitude der NS.SCRs (µS)
 HR-40 = Herzrate minus 40 (in beats per minute – bpm) zur besseren Übersichtlichkeit
 HRV = Herzratenvariabilität (bpm)
 Res. = Atemfrequenz (bezogen auf 2-min-Segmente)

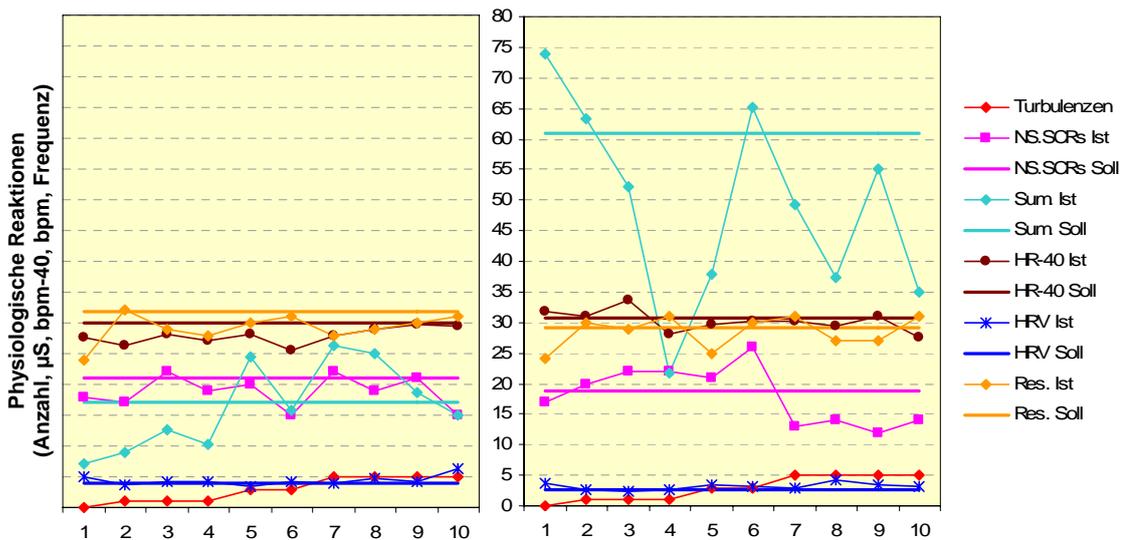
Vpn 123 und 223 Regelung nach NS.SCRs



Vpn 123 und 223 Regelung nach NS.SCRs und HR

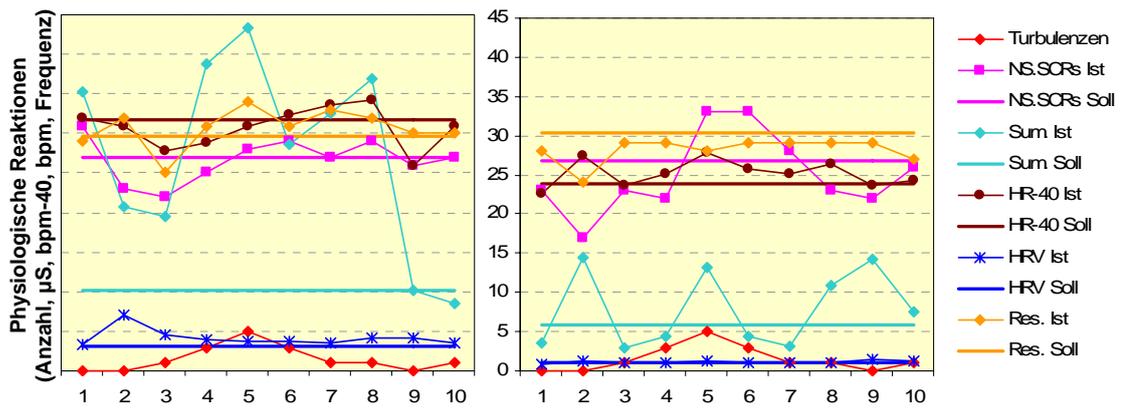


Vpn 123 und 223 Regelung nach NS.SCRs und HRV

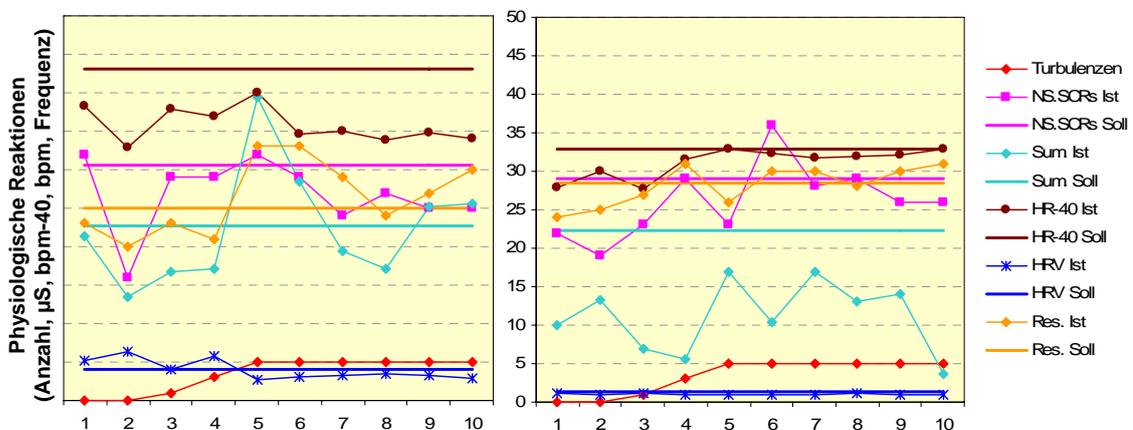


NS.SCRs = Spontanfluktuationen der EDA (Anzahl, bezogen auf 2-min-Segmente)
 Sum. = Summenamplitude der NS.SCRs (µS)
 HR-40 = Herzrate minus 40 (in beats per minute – bpm) zur besseren Übersichtlichkeit
 HRV = Herzratenvariabilität (bpm)
 Res. = Atemfrequenz (bezogen auf 2-min-Segmente)

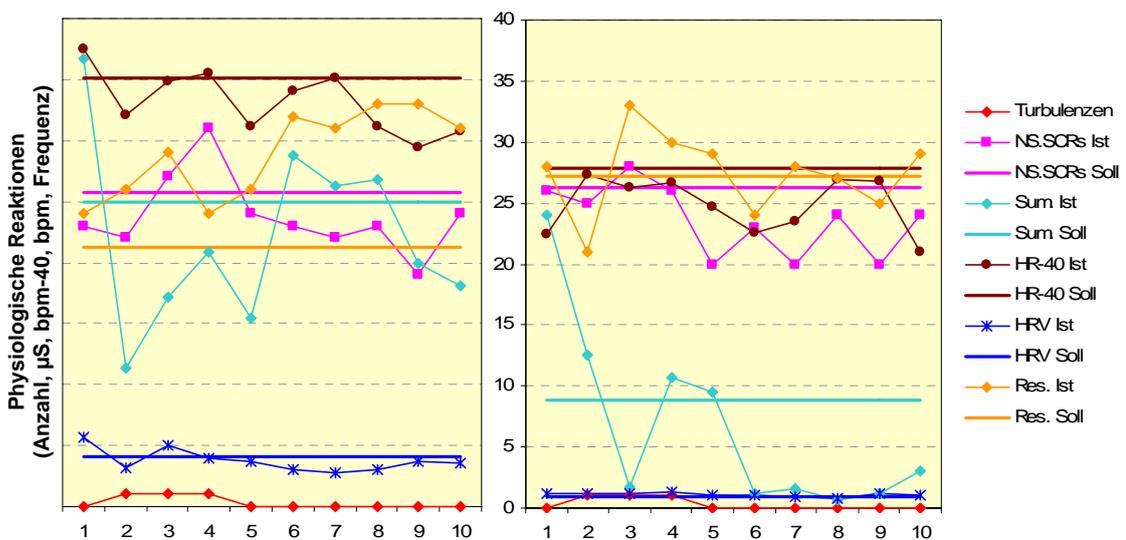
Vpn 124 und 224 Regelung nach NS.SCRs



Vpn 124 und 224 Regelung nach NS.SCRs und HR



Vpn 124 und 224 Regelung nach NS.SCRs und HRV



NS.SCRs = Spontanfluktuationen der EDA (Anzahl, bezogen auf 2-min-Segmente)
 Sum. = Summenamplitude der NS.SCRs (µS)
 HR-40 = Herzrate minus 40 (in beats per minute – bpm) zur besseren Übersichtlichkeit
 HRV = Herzratenvariabilität (bpm)
 Res. = Atemfrequenz (bezogen auf 2-min-Segmente)

Erklärung

Hiermit erkläre ich, Andrea Haarmann, geb. am 08.06.1971, dass ich die vorliegende Dissertation selbstständig verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel verwendet habe. Alle wörtlich oder inhaltlich übernommenen Stellen habe ich als solche gekennzeichnet.

Die vorliegende Dissertation habe ich weder in dieser noch in einer anderen Fassung in einem anderen Fachbereich einer wissenschaftlichen Hochschule vorgelegt.

Solingen, den _____

Ort, Datum

Unterschrift