



**BERGISCHE
UNIVERSITÄT
WUPPERTAL**

Dissertation im Fach
Sportwissenschaft
Arbeitsbereich Bewegungs- und Trainingswissenschaft

mit dem Titel

**Motorische Kontrolle unter körperlicher Ermüdung
Der Einfluss unterschiedlicher Belastungsprotokolle auf ausgewählte biomechanische
und subjektive Parameter bei einbeinigen Sprüngen und Landungen**

zur Erlangung des akademischen Grades
Doktor der Naturwissenschaften (Dr. rer. nat.)

durch die Fakultät für Human- und Sozialwissenschaften
der Bergischen Universität Wuppertal

vorgelegt von
Fabian Illner

aus Düsseldorf

Wuppertal, im Juli 2021

Die Dissertation kann wie folgt zitiert werden:

urn:nbn:de:hbz:468-20220222-092009-7

[<http://nbn-resolving.de/urn/resolver.pl?urn=urn%3Anbn%3Ade%3Ahbz%3A468-20220222-092009-7>]

DOI: 10.25926/8g8y-c389

[<https://doi.org/10.25926/8g8y-c389>]

Diese Dissertation wurde von der Bergischen Universität Wuppertal angenommen.

Erster Gutachter:
Zweiter Gutachter:

Univ.- Prof. Dr. Jürgen Freiwald M.A.
Univ.- Prof. Dr. Alexander Ferrauti

Tag der mündlichen Prüfung:

11.02.2022

INHALTSVERZEICHNIS

Inhaltsverzeichnis.....	I
Abbildungsverzeichnis.....	V
Tabellenverzeichnis.....	VII
Abkürzungsverzeichnis.....	IX
1 Einleitung.....	1
2 Grundlagen des sensomotorischen Systems.....	4
2.1 Übersicht, Funktion und Interaktion einzelner Strukturelemente des sensomotorischen Systems.....	5
2.1.1 Mechanorezeptoren.....	5
2.1.1.1 Muskelspindeln (Typ Ia/II).....	6
2.1.1.2 Golgi Sehnenorgane (Ib).....	7
2.1.1.3 Ruffini- und Pacini-Körperchen (Typ I + II).....	8
2.1.1.4 Golgi-Endigungen und freie Nervenendigungen (Typ III / IV).....	8
2.1.1.5 kutane Mechanorezeptoren.....	9
2.1.2 Afferente- und Efferente Bahnen.....	9
2.1.3 Vestibularorgan.....	12
2.1.4 Kortex.....	12
2.1.5 Kleinhirn.....	14
2.1.6 Basalganglien.....	15
2.1.7 Hirnstamm.....	15
2.2 Sensorische Integration.....	16
2.2.1 Präsynaptische Inhibition.....	16
2.2.2 Autogene Hemmung.....	17
2.2.3 Reziproke Hemmung.....	18
2.2.4 Rekurrente Hemmung.....	18
2.3 Bewegungsprogramme und Bewegungsregulation.....	19
2.3.1 α - γ - Koaktivierung / Servomechanismus.....	21
2.3.2 Fehlerkorrektur.....	21
2.3.3 Reaktive Fehlerkorrektur.....	22
2.3.4 Anticipatory Postural Adjustments.....	25
2.3.5 Muskel-Sehnenelastizität und neuromuskuläre Stiffness.....	26
3 Posturale Kontrolle.....	27
3.1 Posturographie.....	27
3.2 Landekontrolle.....	28
3.3 Neuromuskuläre Aspekte.....	30
3.4 Gelenkmechanische Aspekte.....	32
3.5 Aspekte der Bewegungsvariabilität.....	33

4	Belastungsinduzierte Ermüdung	35
4.1	Modelle belastungsinduzierter Ermüdung.....	35
4.1.1	Limitationsmodelle	36
4.1.2	‘Central Governour Modell’, Pacing und Coping	38
4.2	Zentrale Ermüdung.....	41
4.2.1	Hyperthermie.....	41
4.2.2	Neurotransmitter	41
4.2.3	Zytokine	42
4.2.4	Periphere Afferenzen	42
4.2.4.1	Typ Ia / II Rezeptoren.....	43
4.2.4.2	Typ II Rezeptoren.....	43
4.2.4.3	Typ III+IV Rezeptoren	44
4.2.5	spinale Ermüdungsmechanismen.....	47
4.2.5.1	Motoneuronenerregbarkeit	47
4.2.5.2	Rekurrente Inhibition	49
4.2.5.3	Präsynaptische Inhibition	49
4.2.6	supraspinale Ermüdungsmechanismen.....	49
4.3	periphere Ermüdung.....	51
4.3.1	Akkumultion Von Metaboliten und Limitierung des Kontraktionsmechanismus	51
4.3.2	Metabolische Azidose	51
4.3.2.1	Einfluss von Calcium und anorganischem Phosphat	53
4.3.3	Reizweiterleitung - Sarkolemm / T- Tubuli	54
4.3.4	Stoffwechselsysteme und Substratabbau.....	55
4.3.4.1	Intramuskulärer ATP Abbau	57
4.3.4.2	ATP-PCr System und PCr Abbau.....	57
4.3.4.3	Glykolytisches System / Glykogenabbau.....	59
4.3.4.4	Oxydatives System / Fettstoffwechsel	60
5	Physiologische Aspekte hoch- und niedrigintensiven Laufens	63
5.1	Long – Intervall Training	63
5.2	Repeated Sprint Exercise.....	65
5.3	niedrigintensives Laufen.....	68
6	Forschungsstand	70
6.1	Auswirkungen auf die vertikale und horizontale Sprungkraft.....	71
6.2	Auswirkungen auf die Propriozeption am Kniegelenk	74
6.3	Auswirkungen auf die räumliche Bewegungspräzision	76
6.4	Auswirkungen auf die statische posturale Kontrolle.....	77
6.5	Auswirkungen auf die dynamische posturale Kontrolle	79
6.5.1	Auswirkung auf die einbeinige Reichweite (Y Balance Test)	79
6.5.2	Auswirkungen auf das Landeverhalten.....	80

6.5.2.1	Allgemeine neuromuskuläre und biomechanische Aspekte	80
6.5.2.2	Auswirkungen auf die posturale Landekontrolle	82
7	Konzeption und Hypothesenbildung	83
7.1	Konzeption Testdesign	86
7.2	Konzeption Untersuchungsbedingungen	86
7.3	Konzeption Testverfahren	86
7.4	Hypothesenbildung	87
8	Methodik	92
8.1	Probandenstichprobe	92
8.2	Versuchsaufbau	93
8.2.1	Ablauf Ein- und Ausgangsmessung	94
8.2.2	Testgewöhnung, Anthropometrie und Laktatdiagnostik	94
8.3	Ermüdungsprovokation und Kontrollbedingung	96
8.3.1	Niedrigintensive Dauerlaufbelastung	96
8.3.2	Long Intervall Training	96
8.3.3	Repeated Sprint Exercise	97
8.3.4	Kontrollbedingung	98
8.4	Versuchsdurchführung und abhängige Variablen	98
8.4.1	Sprünge, Landungen und Richtungswechsel	98
8.4.1.1	Ein- und beidbeinige Sprünge	99
8.4.1.2	Einbeinige laterale Landung	103
8.4.1.3	Einbeiniger Richtungswechselsprung (RW_{EB} / Weitsprung)	104
8.4.1.4	Einbeiniger Richtungswechselsprung (RW_{EB} / Präzisionssprung)	107
8.4.2	Einbeinige Leg-Curl Bewegungen	109
8.4.3	Y Balance Test	111
8.5	Statistische Methoden	113
8.5.1	Deskriptive Statistik	113
8.5.2	Inferenzstatistik	114
8.5.3	Magnitude Based Inference (MBI)	116
8.5.4	Korrelationsanalyse	116
9	Ergebnisse	117
9.1	Auswirkungen auf die vertikale und horizontale Sprungleistung	117
9.2	Vertikale posturale Landekontrolle - CMJ_{EB}	122
9.3	laterale posturale Landekontrolle – Landung LAT_{EB}	127
9.4	Sprungpräzision – Richtungswechselsprung (RW_{EB})	132
9.5	Einbeinige Reichweite – Y Balance Test	135
9.6	Bewegungsvariabilität Kniegelenk – Leg Curl Bewegung	137
9.7	VAS – vertikale und laterale Landung	142
9.8	Sprunggelenksbeweglichkeit	146

10	Diskussion	147
10.1	Auswirkung auf die Sprungkraft	147
10.2	Auswirkung auf die Sprungpräzision	152
10.3	Auswirkungen auf die Bewegungsveriabilität bei Leg Curl Bewegungen.....	154
10.4	Auswirkung auf die dynamische Balance und posturale Landekontrolle	157
11	Zusammenfassung	164
12	Schlussfolgerung und Transfer	166
12.1	Limitationen	167
12.2	Ausblick	168
12.3	Trainingspraktischer Übertrag.....	168
13	Literaturverzeichnis.....	171
14	Anhang	195

ABBILDUNGSVERZEICHNIS

Abb. 1	Schematische Übersicht des SMS nach Riemann et al. (2002).....	5
Abb. 2	Überblick Muskel- und Gelenkrezeptoren.....	7
Abb. 3	Innervation des Skelettmuskels und schematische Darstellung efferenter und afferenter Leitungsbahnen (Blottner, 2010, S. 67).....	11
Abb. 4	Schematische Darstellung des Kortex.....	13
Abb. 5	Schematische Darstellung (A) und Regulation (B) der PSI.....	17
Abb. 6	Model zur Closed-Loop Verarbeitung (Schmidt & Lee, 2011, S. 171).....	20
Abb. 7	Schematische und neuromuskuläre Antwortreaktionen (EMG) nach einer Gelenkperturbation.....	23
Abb. 8	Schematische Antwortreaktionen (EMG) mit und ohne Instruktion..	24
Abb. 9	‘Final Common Input Hypothesis` mod. nach Riemann et al. (2002).....	26
Abb. 10	Posturographische Analyse mod. nach Latash (2013).....	28
Abb. 11	‘Cardiovascular, anaerobic, catastrophic model of exercise performance` nach Hill (Noakes, 2012).....	36
Abb. 12	‘Central- Governor-Modell of Exercise Regulation` (Noakes, 2012).....	38
Abb. 13	Einfluss von Muskelafferenzen auf die neuromuskuläre Aktivierung unter ermüdenden Muskelkontraktionen, Dehnung und Ischämie (Gandevia, 2001).....	42
Abb. 14	Exzitatorische und inhibitorische Reflexbahnen von Typ III+IV Signalen unter ermüdenden Muskelkontraktionen (Gandevia, 2001).....	46
Abb. 15	Integration periphererer und supraspinaler Anteile zur α - und γ - Motoneuronenaktivierung eines agonistischen Muskels (Gandevia, 2001).....	47
Abb. 16	Zentrale und periphere Einflüsse auf die Aktivierung spinaler Motoneurone unter maximalen Muskelkontraktionen (Taylor, Amann, Duchateau, Meeusen & Rice, 2016).....	48
Abb. 17	Schematische Übersicht der ATP Resynthese im Skelettmuskel durch das ATP- PCr System, Glykolyse und oxidative Phosphorylierung (Egan & Zierath, 2013).....	56
Abb. 18	Veränderung der intramuskulären (Typ II Muskelfaser) PCr und ATP Konzentration bei maximalen Sprints (Kenney, Wilmore & Costill, 2015, S. 55).....	57
Abb. 19	Relativer Beitrag [%] zur ATP Resynthese bei maximalen Sprints (Billaut & Bishop, 2009).	58
Abb. 20	Kalorischer Beitrag von Muskelglykogen, Muskeltriglyceriden (IMTGs), Plasma FFA und Plasma Glukose bei unterschiedlichen Intensitäten beim Radfahren (Romijn, Coyle, Sidossis, Rosenblatt & Wolfe, 2000).....	62
Abb. 21	RSA- Leistungsbestimmende Faktoren (Bishop, Girard & Mendez-Villanueva, 2011).....	67
Abb. 22	Methodische Aspekte der Ermüdungsprovokation und Testauswahl (Collins, Pearcey, Buckle, Power & Button, 2018).....	70
Abb. 23	Konzeptionelles Model zur Veränderung der mittleren COP Geschwindigkeit in Abhängigkeit der Belastungsintensität nach Paillard (2012).....	78
Abb. 24	Konzeption des Forschungsvorhabens.....	84
Abb. 25	Schematische Darstellung des Untersuchungsverlaufs	85
Abb. 26	Exemplarischer Kraft-Zeit-Verlauf CMJ _{BB}	99

Abb. 27	Exemplarischer Kraft-Zeit-Verlauf eines CMJ _{EB}	100
Abb. 28	Bewegungsablauf CMJ _{EB}	100
Abb. 29	Schematische Darstellung laterale Landung _{EB}	103
Abb. 30	Bewegungsablauf laterale Landung _{EB}	103
Abb. 31	Exemplarischer Kraft-Zeit-Verlauf laterale Landung _{EB}	104
Abb. 32	Schematische Darstellung RW _{EB} / Weitsprung.....	105
Abb. 33	Bewegungsablauf RW _{EB} / Weitsprung.....	105
Abb. 34	Exemplarischer Kraft-Zeit Verlauf RW _{EB}	106
Abb. 35	Schematische Darstellung RW _{EB} / Präzisionssprung.....	107
Abb. 36	Bewegungsablauf RW _{EB} / Präzisionssprung.....	108
Abb. 37	Versuchsaufbau – Einbeinige Leg- Curl Bewegung.....	109
Abb. 38	Exemplarischer Verlauf der Knieextensions- und Flexionsbewegungen.....	110
Abb. 39	Y-Balance Test Kit TM und exemplarische Schiebebewegung in Richtung posteriorlateral (Bildquelle Y-Balance-Test, 2020).....	111
Abb. 40	Schematischer Versuchsaufbau `Y-Balance Test` (Granacher & Prieske).....	111
Abb. 41	Veränderung der Sprunghöhe (CMJ _{BB}) im Gruppenvergleich.....	121
Abb. 42	Veränderung der Sprunghöhe (CMJ _{EB}) im Gruppenvergleich.....	121
Abb. 43	Veränderung der Sprungweite (RW _{EB}) im Gruppenvergleich.....	122
Abb. 44	Veränderung des sprunghöhenrelativierten COP _{Sway} 0-100ms nach initialem Bodenkontakt (CMJ _{EB}) im Gruppenvergleich.....	126
Abb. 45	Veränderung des sprunghöhenrelativierten COP _{Sway} 0-1000ms nach initialem Bodenkontakt (CMJ _{EB}) im Gruppenvergleich.....	126
Abb. 46	Veränderung des sprunghöhenrelativierten DPSI (CMJ _{EB}) im Gruppenvergleich.....	127
Abb. 47	Veränderung des COP _{Sway} 0-100ms nach initialem Bodenkontakt (laterale Landung _{EB}) im Gruppenvergleich.....	131
Abb. 48	Veränderung des COP _{Sway} 0-1000ms nach initialem Bodenkontakt (laterale Landung _{EB}) im Gruppenvergleich.....	131
Abb. 49	Veränderung des DPSI (laterale Landung _{EB}) im Gruppenvergleich.....	132
Abb. 50	Veränderung der Sprungpräzision (RW _{EB}) im Gruppenvergleich.....	134
Abb. 51	Veränderung der einbeinigen Reichweite (Composite Score- Y Balance Test) im Gruppenvergleich.....	136
Abb. 52	Veränderung der Winkelgeschwindigkeit (ω -Leg Curl _{Flexion}) im Gruppenvergleich.....	140
Abb. 53	Veränderung der Varianz (VAR ω - Leg Curl _{Flexion}) im Gruppenvergleich.....	140
Abb. 54	Veränderung der Winkelgeschwindigkeit (ω -Leg Curl _{Extension}) im Gruppenvergleich.....	141
Abb. 55	Veränderung der Varianz (VAR ω -Leg Curl _{Extension}) im Gruppenvergleich.....	141
Abb. 56	Veränderung des subjektiven Stabilitätsempfinden nach vertikaler Landung (VAS-CMJ _{EB}) im Gruppenvergleich.....	144
Abb. 57	Veränderung des subjektiven Stabilitätsempfindens nach der lateralen Landung (VAS-LAT _{EB}) im Gruppenvergleich.....	145

TABELLENVERZEICHNIS

Tabelle 1	Eigenschaften von kutanen, muskulären, artikulären und ligamentären Mechanorezeptoren und Motoneuronen angelehnt an (Latash, 2008, S. 23; Stehle, Bruhn & Pfeifer, 2009, S. 23).....	6
Tabelle 2	Charakteristik antizipatorischer und reaktiver Verarbeitungsmechanismen bei Perturbationen angelehnt an (Birklbauer, 2006, S. 41; Schmidt & Lee, 2011, S. 168) (Latash, 2013, S. 220).	22
Tabelle 3	Anthropometrische Daten und Sprungbeinverteilung der Probandenstichprobe.	92
Tabelle 4	Exemplarischer Untersuchungsverlauf.	93
Tabelle 5	Sprunghöhe (CMJ_{BB} / CMJ_{EB}) und horizontale Sprungweite (RW_{EB}) vor und nach dem Absolvieren der Lauf- und Kontrollbedingungen.....	118
Tabelle 6	A. Mittlere prozentuale Veränderung (Δ Pre-Post) der Sprunghöhe (CMJ_{BB} / CMJ_{EB}) und horizontalen Sprungweite (RW_{EB}). B. Ergebnisse der paarweisen Gruppenvergleiche (Post- hoc Berechnung) sowie qualitative und quantitative Effekte (MBI).....	120
Tabelle 7	Sprunghöhenrelativierte COP Spurlänge [100ms / 1000ms] und sprunghöhenrelativierter DPSI (CMJ_{EB}) vor und nach dem Absolvieren der Lauf- und Kontrollbedingungen.	123
Tabelle 8	A. Mittlere prozentuale Veränderung (Δ Pre-Post) der sprunghöhenrelativierten COP Spurlänge [100ms / 1000ms] und des sprunghöhenrelativierten DPSI (CMJ_{EB}). B. Ergebnisse der paarweisen Gruppenvergleiche (Post- hoc Berechnung) sowie qualitative und quantitative Effekte (MBI).	125
Tabelle 9	COP_{Sway} [100ms / 1000ms] und DPSI (laterale Landung $_{EB}$) vor und nach dem Absolvieren der Lauf- und Kontrollbedingungen.....	128
Tabelle 10	A. Mittlere prozentuale Veränderung (Δ Pre-Post) des COP_{Sway} [100ms / 1000ms] und des DPSI (laterale Landung $_{EB}$). B. Ergebnisse der paarweisen Gruppenvergleiche (Post- hoc Berechnung) sowie qualitative und quantitative Effekte (MBI).....	130
Tabelle 11	Sprungpräzision (RW_{EB}) vor und nach dem Absolvieren der Lauf- und Kontrollbedingungen.	133
Tabelle 12	Leistungsentwicklung der Sprungpräzision (RW_{EB}).....	134
Tabelle 13	Einbeinige Reichweite (Composite Score) vor und nach dem Absolvieren der Lauf- und Kontrollbedingungen.	135
Tabelle 14	A. Mittlere Veränderung (Δ Pre-Post) der einbeinigen Reichweite (Composite Score). B. Ergebnisse der paarweisen Gruppenvergleiche (Post- hoc Berechnung) sowie qualitative und quantitative Effekte (MBI).	136
Tabelle 15	Winkelgeschwindigkeit (ω) und Varianz [ω] (Leg- Curl Bewegungen) vor und nach dem Absolvieren der Lauf- und Kontrollbedingungen.....	138
Tabelle 16	A. Mittlere prozentuale Veränderung (Δ Pre-Post) der Winkelgeschwindigkeit (ω) und Varianz [ω] (Leg- Curl Bewegungen). B. Ergebnisse der paarweisen Gruppenvergleiche (Post- hoc Berechnung) sowie qualitative und quantitative Effekte (MBI).....	139

Tabelle 17	Subjektives Stabilitätsempfinden (VAS) vor und nach dem Absolvieren der Lauf- und Kontrollbedingung..	142
Tabelle 18	Entwicklung des subjektiven Stabilitätsempfindens (VAS).	143
Tabelle 19	Korrelationen für die ROM - Dorsalflexion des Fußes.	146

ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

ADP	<i>Adenosindiphosphat</i>
AeS	<i>aerobe Schwelle</i>
ANT	<i>anterior</i>
AP	<i>Aktionspotenzial, anterior-posterior</i>
APA	<i>anticipatory postural adjustment</i>
APSI	<i>Anterior Posterior Stability Index</i>
ATP	<i>Adenosintriphosphat</i>
BCAA	<i>branched chain amino acids</i>
BMI	<i>body-mass-index</i>
C	<i>Kortisol</i>
Ca ²⁺	<i>Calcium</i>
CAT	<i>Carnitin- Acylcarnitin-Translokase</i>
CK	<i>Creatin Kinase</i>
CMD	<i>central motor drive</i>
CMJ	<i>counter-movement-jump</i>
CMJ _{BB}	<i>beidbeiniger counter-movement-jump</i>
CMJ _{EB}	<i>einbeiniger counter-movement-jump</i>
COP	<i>center of pressure</i>
COP _{Sway}	<i>Spurlänge COP</i>
CPG	<i>central pattern generator</i>
CPT I	<i>Carnitin-Palmitoyltransferase</i>
CV	<i>coefficient of variation</i>
DPSI	<i>dynamic postural stability index</i>
DPSI _{rel}	<i>sprunghöhenrelativierter DPSI</i>
DVZ	<i>Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus</i>
EMG	<i>Elektromyographie</i>
EPOC	<i>excess of post-exercise oxygen consumption</i>
ES	<i>Effektstärke</i>
FABP	<i>fatty acid binding protein</i>
FAT/CD36	<i>fatty acid translocase</i>
FFA	<i>free-fatty acids</i>
GABA	<i>gamma-aminobutyric acid</i>
GMP	<i>generalized motor program</i>
GTO	<i>golgi tendon organ</i>
H ⁺	<i>positiv geladenes Wasserstoffionen</i>
HF _{AeS}	<i>Herzfrequenz an der aeroben Schwelle</i>
HF _{max}	<i>maximale Herzfrequenz</i>
hGH	<i>human growth hormon</i>
HIIT	<i>High Intensity Intervall Training</i>
HSL	<i>hormone-sensitive lipase</i>
IL-1	<i>Interleukin 1</i>
IL-6	<i>Interleukin 6</i>
IMTG	<i>intramyocellular triacylglycerol</i>
iMVC	<i>maximal voluntary isometric contraction</i>
K ⁺	<i>Kalium</i>
Kap.	<i>Kapitel</i>
KG	<i>Kilogramm</i>
KI	<i>Konfidenzintervall</i>
KSP	<i>Körperschwerpunkt</i>
LIT	<i>Long- Intervall Training</i>
LSD	<i>Long Slow Distance Training</i>
MCT I+MCT IV	<i>monocarboxylat-transporter</i>
MEP	<i>motor evoked potentials</i>

Mg	<i>Myoglobin</i>
Mg ²	<i>Magnesium</i>
ML	<i>medio-lateral</i>
MLSI	<i>Medio Lateral Stability Index</i>
MVC	<i>maximum voluntary contraction</i>
MW	<i>Mittelwert</i>
NaHCO ₃	<i>Natrium Bikarbonat</i>
NGF	<i>nerve growth factor</i>
O ₂	<i>Sauerstoff</i>
OSG	<i>oberes Sprunggelenk</i>
PAP	<i>post activation potentiation</i>
PCr	<i>Kreatinphosphat</i>
PDH	<i>Pyruvatdehydrogenase</i>
PECO	<i>post-exercise circulatory occlusion</i>
Pi	<i>anorganisches Phosphat</i>
PL	<i>posterior-lateral</i>
PM	<i>posterior-medial</i>
PSI	<i>Präsynaptische Inhibition</i>
ROM	<i>range of motion</i>
RPE	<i>rating of perceived exertion</i>
RSA	<i>Repeated Sprint Ability</i>
RSE	<i>Repeated Sprint Exercise</i>
RW _{EB}	<i>einbeiniger Richtungswechselsprung</i>
SEBT	<i>Start Excursion Balance Test</i>
Sek	<i>Sekunden</i>
SEM	<i>Speed Endurance Maintenance</i>
SEP	<i>Speed Endurance Production</i>
SET	<i>Speed- Endurance Training</i>
SIAS	<i>Spina iliaca anterior superior</i>
SIT	<i>Sprint-Intervall Training, Short-Intervall Training</i>
SMS	<i>Sensomotorisches System</i>
SR	<i>sarkoplasmatisches Retikulum</i>
ST	<i>slow twitch fibers</i>
SWC	<i>smallest worthwhile change</i>
T@Qc _{max}	<i>time at cardiac output</i>
T@VO _{2max}	<i>time at VO₂max</i>
TCA	<i>Tricarbonsäurezyklus, Tricarboxylsäure</i>
TMS	<i>transcranial magnetic stimulation</i>
TNF	<i>Tumornekrosefaktor</i>
TTS	<i>time to stabilization</i>
u.a	<i>unter anderem</i>
VA	<i>voluntary activation</i>
VAS	<i>visuelle Analogskala</i>
vgl.	<i>vergleiche</i>
VO _{2max}	<i>maximale Sauerstoffaufnahme</i>
VSI	<i>Vertical Stability Index</i>
Y-BAL _{COMP}	<i>Y Balance- Composite Score</i>
ZNS	<i>zentrales Nervensystem</i>

1 EINLEITUNG

Spielsportarten sind durch multidirektionales Laufen und Sprinten in niedrig- und hochintensiven Bereichen charakterisiert (Bangsbo, Mohr & Krusturp, 2006; Iaia, Rampinini & Bangsbo, 2009; Mohr, Krusturp & Bangsbo, 2007; Spencer, Bishop, Dawson & Goodman, 2005; Stolen, Chamari, Castagna & Wisloff, 2005).

Häufig müssen dabei Sprünge, Abstoppbewegungen, Landungen und Richtungswechsel unter hohen Beschleunigungs- und Bremsimpulsen sowie destabilisierende Reize motorisch kontrolliert werden, was mit einem erhöhten Verletzungsrisiko verbunden ist (Barber-Westin & Noyes, 2017; Cortes, Onate & Morrison, 2014; Taylor, Wright, Dischiavi, Townsend & Marmon, 2017; VGB, 2017, S. 11; Windt & Gabbett, 2017).

Die motorische Kontrolle von Sprüngen, Landungen und Richtungswechseln basiert auf den komplexen Planungs-, Ausführungs- und Steuerungsprozessen, die auf den unterschiedlichen Verarbeitungsebenen des sensomotorischen Systems ablaufen und Einfluss auf die funktionelle Kraftproduktion und Muskelstiffness, die lokale Gelenkkontrolle sowie auf die posturale Kontrolle nehmen (Latash, 2013; Schmidt & Lee, 2011; Stehle et al., 2009, S. 13, 74f.).

Aus funktioneller Sicht kann es unter körperlicher Ermüdung zu akuten, reversiblen Änderungen der motorischen Kontrolle kommen und damit flexible, kompensatorische Anpassungen des Bewegungsverhaltens bewirken (Freiwald, Pieper & Baumgart, 2009; Gandevia, 2001; Mulder, 2007, S. 30-33, 172; Noakes, 2011).

Neben kompensatorischen Veränderungen der Landekinetik (Barber-Westin & Noyes, 2017; Santamaria & Webster, 2010) sowie einem gesteigerten Verletzungsrisiko kann hierdurch auch die sportliche Leistung beeinträchtigt werden (Alentorn-Geli et al., 2009; Finch, Williamson & O'Brien, 2011, S. 162-164; Meylan, Nosaka, Green & Cronin, 2010; Shultz et al., 2015; Taylor et al., 2017).

So verändert sich unter körperlicher Ermüdung u.a. die maximale Kraftproduktion (Dittrich, Lucas, Maioral, Diefenthaler & Guglielmo, 2013; Goodall, Charlton, Howatson & Thomas, 2015; Mendez-Villanueva, Hamer & Bishop, 2008), die Propriozeptionsleistung (Proske & Gandevia, 2012; Rozzi, Lephart & Fu, 1999; Singh, Arampatzis, Duda, Heller & Taylor, 2010) sowie die neuromuskuläre bzw. reflektorische Aktivierung (Behrens, Mau-Moeller, Wassermann & Bruhn, 2013; Davis & Bailey, 1997; Gandevia, 2001; Oliveira Menacho et al., 2010; Willems et al., 2005).

Darüber hinaus wird die mechanische Dämpfung (Derrick, Dereu & McLean, 2002; Finch et al., 2011, S. 164; Gerlach et al., 2005; Girard, Micallef & Millet, 2011) sowie die posturale

Kontrolle beeinflusst (Brazen, Todd, Ambegaonkar, Wunderlich & Peterson, 2010; Malmir, Olyaei, Talebian, Jamshidi & Ganguie, 2019; Zech, Steib, Hentschke, Eckhardt & Pfeifer, 2012; Zemková, 2014).

In diesem Zusammenhang zeigen Untersuchungen, dass eine verminderte statische und dynamische posturale Balance bedeutende Risikofaktoren für Verletzungen am Kniegelenk (Dallinga, Benjaminse & Lemmink, K. A. P. M., 2012; Du Prey et al., 2016; Södermann, Alfredson, Pietilä & Werner, 2001) und am Sprunggelenk darstellen (Greig & McNaughton, 2014; La Motte, Lisman, Gribbin, Murphy & Deuster, 2019; Mc Guine, Greene, Best & Levenson, 2000; Mc Keon & Hertel, 2008; Noronha, Refshauge, Herbert, Kilbreath & Hertel, 2006; Trojjan & Mc Keag, 2006; Wang, Chen, Shiang, Jan & Lin, 2006).

Die Verletzungsrate steigt insbesondere am Ende der Spielzeit an, wenn die Ermüdung zunimmt und die Spielhandlungen intensiver werden (Ekstrand, Hagglund & Walden, 2011; Ekstrand, 2017, S. 5; Freiwald, 2013, S. 216; Rhanama, Reilly & Lees, 2002; Windt & Gabbett, 2017; Woods et al., 2004). Neben überlastungsbedingten Verletzungen ('overuse injuries') betreffen traumatische Verletzungen in Spielsportarten überwiegend die unteren Extremitäten (Fong, Hong, Chan, Yung & Chan, 2007; Rahlf, 2020, S. 3; Theisen, Malisoux, Seil & Urhausen, 2014; VGB, 2017, S. 11).

Im Basketball und Handball ist das Verletzungsrisiko hoch (80-100 Verletzungen /1000h Wettkampf), wobei die meisten Verletzungen nach einbeinigen Landungen am Sprung- und Kniegelenk auftreten (VGB, 2017, S. 11, 26, 31, 80). Im Fußball treten etwa 14% der Verletzungen am Sprunggelenk, 18% am Kniegelenk, 25% an der Oberschenkelmuskulatur und 14% an der Hüfte auf (Ekstrand, 2017, S. 5).

Die Verletzungsrate im Fußball liegt bei ca. 8/1000 h, wobei Verletzungen im Wettkampf (27,5-41/1000h) signifikant häufiger entstehen als im Training (4,1/1000h)(Ekstrand et al., 2011; Murphy, Connolly & Beynon, 2003; VGB, 2017, S. 62). Damit ist pro Team und Saison mit etwa 50 Verletzungen zu rechnen, wobei 80-90% davon die unteren Extremitäten betreffen (Ekstrand, 2017, S. 2).

Insgesamt wird deutlich, dass die motorische Kontrolle in Lande- und Abdruckphasen vor dem Hintergrund der Verletzungsprophylaxe und sportlichen Leistungsfähigkeit von großer Bedeutung ist. Dennoch ist der Literaturstand limitiert.

Die Auswirkungen belastungsinduzierter Ermüdung auf die motorische Kontrolle der unteren Extremitäten wurden häufig unter lokaler und globaler Ermüdungsprovokation untersucht. Der aktuelle Wissensstand reicht jedoch nicht aus, um vergleichend den Einfluss von intensiven und niedrigintensiven Laufbelastungen auf die motorische Kontrolle von vertikalen

und horizontalen Sprüngen und Landungen bzw. auf die dynamische posturale Kontrolle zu quantifizieren (vgl. 3.2.).

Ein exakter Dosis-Wirkungsvergleich anhand empirischer Daten ist daher nicht möglich (Barber-Westin & Noyes, 2017; Finch et al., 2011, S. 164; Paillard, 2012). Insbesondere zum Einfluss niedrigintensiven Laufens existieren nur wenige Studien (vgl. 6.2 - 6.5.2.2).

Ein weiteres Problem betrifft den Praxistransfer. Bekannt ist, dass Sprung-, Lande- und Balanceleistungen fertigkeitsspezifisch¹ zu interpretieren sind (Giboin, Gruber & Kramer, 2015; Kümmel, Kramer, Giboin & Gruber, 2016; Ringhof & Stein, 2018; Zemková, 2014). Demnach sollten Testsituationen funktionell an die Bewegungsspezifika von Spielsportarten (multidirektionale Abdruck- und Landemuster) angelehnt sein (Collins et al., 2018; Enoka & Duchateau, 2008). So wurden die Auswirkungen auf die laterale posturale Landekontrolle bisher kaum thematisiert. Darüber hinaus bestehen Forschungslücken hinsichtlich der motorischen Kontrolle unter maximalen und submaximalen Richtungswechseln sowie bezogen auf die Bewegungsvervariabilität bei Kniegelenkbewegungen.

Das Ziel der vorliegenden Untersuchung besteht darin, vergleichend den akuten Einfluss von intensivem Laufen in Form von 'High Intensity Intervalltraining' (HIIT) und niedrigintensivem Laufen, welches standardmäßig in der Trainingspraxis eingesetzt wird, auf die posturale Kontrolle nach einbeinigen Landungen sowie auf die Sprungleistung und Sprungpräzision zu untersuchen. Durch ergänzende Tests soll eine Analyse der dynamischen posturalen Kontrolle, des subjektiven Stabilitätsempfindens, der feinmotorischen Bewegungskontrolle am Kniegelenk sowie der Beweglichkeit des Sprunggelenks erfolgen.

Neben neuen Erkenntnissen zur Entwicklung des Kompensationsverhaltens nach Landungen sowie zur Leistungsentwicklung bei multidirektionalen Sprüngen liefert die Untersuchung wichtige Daten hinsichtlich der Bewegungsvervariabilität².

Durch den systematischen Vergleich intensiver und niedrigintensiver laufbasierter Belastungsprotokolle aus der Trainingspraxis können verletzungsrisikante Faktoren erkannt sowie präventive und rehabilitative Trainingsprogramme optimiert werden.

¹ Mulder (2007) definiert den Begriff Fertigkeit: „Eine Fertigkeit wird in der Fachliteratur definiert als das automatische und reibungslose Ausführen einer sensomotorischen Aufgabe, mehr oder weniger unabhängig von visueller oder kognitiver Steuerung“ (Mulder, 2007, S. 173).

² Die Bewegungsvervariabilität stellt eine flexible Reaktion des sensomotorischen Systems dar u.a. auf körperliche Ermüdung zu reagieren und die vorhandenen Freiheitsgrade zu organisieren und zu optimieren (Davids, Glazier, Arajo & Bartlett, 2003; Stergiou, 2004, S. 29ff.)(vgl. 3.5).

2 GRUNDLAGEN DES SENSORIMOTORISCHEN SYSTEMS

Die Motorische Kontrolle von Sprüngen, Landungen und Richtungswechseln erfordert ein Höchstmaß an stützmotorischer Kontrolle, funktioneller Gelenkstabilität und Kraftproduktion und basiert innerhalb eines plastischen Prozesses maßgeblich auf der Rückmeldung, Analyse und Modulation propriozeptiver Signale (Diez, 2000; Gutierrez, Kaminski & Douex, 2009; Proske & Gandevia, 2012; Riemann & Lephart, 2002b; Schmidt & Lee, 2011, S. 135f.; Stehle et al., 2009, S. 16).

Das sensorimotorische System (SMS) als Subkomponente des motorischen Systems umfasst alle beteiligten sensorischen, motorischen und zentralen Integrations- und Verarbeitungskomponenten, welche über Feedforward und Feedback Mechanismen reguliert werden (Riemann & Lephart, 2002a, 2002b; Schmidt & Lee, 2011, S. 171).

Dazu zählt die sensorische Reizaufnahme über propriozeptive und exterozeptive Rezeptoren, deren Kodierung in neuroelektrische Signale und die Weiterleitung als afferente Informationen an das zentrale Nervensystem (Laube, 2009, S. 45).

Auf spinaler und supraspinaler Ebene erfolgt die Integration und Verarbeitung der Afferenzen sowie die Produktion angepasster oder neuer neuromuskulärer Aktivierungsmuster über efferente Bahnen (vgl. Kap. 2.1.2).

Die Planung, Programmierung und Steuerung willkürmotorischer Handlungen sind auf zentraler Ebene hierarchisch strukturiert (Lehmann-Horn, 2017, S. 160).

Kortikale und subkortikale Motivationsareale generieren den Bewegungsantrieb, der nach Verrechnung im limbischen und frontalen Kortex interpretiert und eingeleitet wird (Laube, 2009, S. 98). Im motorischen Assoziationskortex entsteht anschließend der Bewegungsplan. Aus dem Bewegungsplan resultiert durch das Zusammenwirken des Motorkortex, dem Kleinhirn, den Basalganglien und dem motorischen Thalamus ein konkretes Bewegungsprogramm (Laube, 2009, S. 70f.).

Die Bewegungsausführung erfolgt schließlich durch das Zusammenwirken des Motorkortex, des Hirnstamms sowie der Weiterleitung und Verarbeitung auf spinaler Ebene (Lehmann-Horn, 2017, S. 161).

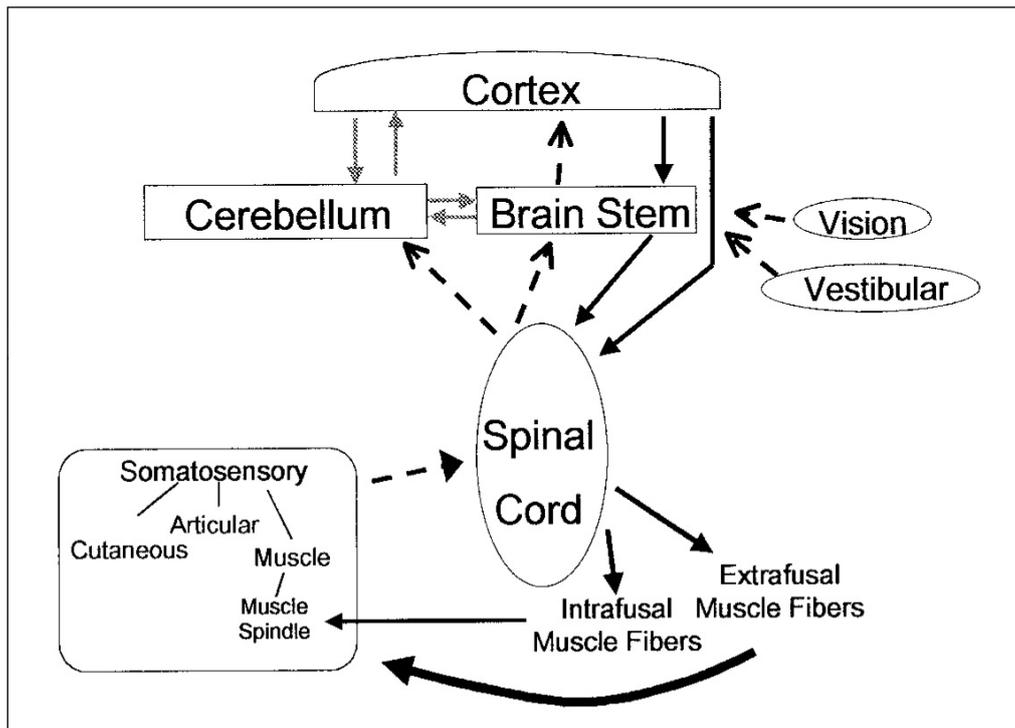


Abb. 1 Schematische Übersicht des SMS nach Riemann et al. (2002). Afferenter Input (gestrichelte Linien) wird auf Kleinhirn-, Hirnstamm- und spinaler Ebene verarbeitet. Über die Verrechnung zentraler Aktivierungsmuster und peripherer Signale (u.a. spinale Reflexe) resultieren efferente Signale (schwarze Linien), welche auf extra- und intrafusalen Muskelfasern konvergieren und dadurch den Kontraktionszustand und den Tonus der Muskulatur regulieren (Riemann & Lephart, 2002a; Stehle et al., 2009, S. 16).

2.1 ÜBERSICHT, FUNKTION UND INTERAKTION EINZELNER STRUKTURELEMENTE DES SENSORIMOTORISCHEN SYSTEMS

Im folgenden Abschnitt werden relevante Strukturelemente des SMS dargestellt und die somatosensorische Verarbeitung und Interaktion erörtert.

2.1.1 MECHANOREZEPTOREN

Mechanorezeptoren stellen hinsichtlich der stützmotorischen und bewegungsregulativen Kontrolle von Sprüngen, Landungen und Richtungswechseln eine maßgebliche Informationsquelle der Kinästhesie dar (Kraft-, Stellungen- und Bewegungssensorik), wobei die exakte Bedeutung der einzelnen Rezeptortypen vom funktionellen Bewegungskontext abhängt (Tabelle 1, Abb. 2) (Freiwald, Engelhardt, Reuter, Konrad & Gnewuch, 1997; Proske & Gandevia, 2012; Riemann & Lephart, 2002a; Stehle et al., 2009, S. 17–23).

Tabelle 1 Eigenschaften von kutanen, muskulären, artikulären und ligamentären Mechanorezeptoren und Motoneuronen angelehnt an (Latash, 2008, S. 23; Stehle et al., 2009, S. 23)

Typ	Lokalisation und Funktion	Durchmesser [µm]	Leitungs-Geschwindigkeit [m/s]
Efferenz			
Aα	Skelettmuskulatur	15	100-120
Aβ	Skelettmuskulatur und Muskelspindel	8	50
Aγ	Muskelspindel intrafusale	5	20
Afferenz			
Ia	Muskelspindel-dynamisch (parallel zum Muskel)	13-20	80-120
Ib	Golgi-Sehnenorgan (seriell zum Muskel)	6-12	80-120
II	Muskelspindel-statisch (parallel zum Muskel)	1-5	35-75
Typ I Sensor	Ruffini-Körperchen (Gelenk + Haut)	1-5	5-30
Typ II Sensor	Pacini-Körperchen (Gelenk + Haut)	1-5	5-30
Typ III Sensor	Golgi-Endigungen (Gelenk + Sehne)	1-5	5-30
Typ IV Sensor	freie Nervenendigungen (Gelenk + Sehne)	0,2-1,5	0,5-2

2.1.1.1 MUSKELSPINDELN (TYP IA/II)

Die statische und dynamische Dehnungsempfindlichkeit des Muskels wird über die Rezeptoren der Muskelspindeln reguliert (Abb. 2)(Riemann & Lephart, 2002a). Diese liegen parallel zu den Muskelfasern (extrafusale Fasern) und bestehen aus Kernketten- und Kernsackfasern (Proske & Gandevia, 2012). Die Kernsackfasern liefern als Differentialfühler Informationen zur dynamischen Längenänderung in Folge von Dehnungsreizen ausschließlich über schnell leitenden (80-120m/s) Typ Ia-Faser (Proske & Gandevia, 2012). Damit werden Informationen zur aktuellen Muskellänge sowie zur Längenänderung registriert und weitergeleitet (Blottner, 2010, S. 62f.).

Die Kernkettenfasern fungieren als Proportionalfühler und liefern Informationen zur statischen Situation überwiegend über langsame leitende (35-75 m/s) Typ II-Fasern (Stehle et al., 2009, S. 18).

Auf spinaler Ebene können die Afferenzen über die Ia Signale monosynaptisch direkt auf ein α -Motoneuron des homonymen Muskels oder mit Typ II-Faser Beteiligung, polysynaptisch über Interneurone verschaltet werden (Schmidt & Lee, 2011, S.154-156).

Die sensible Einstellung der Muskelspindeln erfolgt über die efferente α - und γ -Innervation der intrafusalen Muskelfasern an den Polregionen sowie über zentrale und spinale Aktivierungseinflüsse nach der 'final common input hypothesis' (Abb. 9)(Riemann & Lephart, 2002b). Die Regulation der Spindellänge gewährleistet trotz Verkürzung extrafusaler Fasern, dass externe Störungen weiterhin sensorisch erfasst werden (Lehmann-Horn, 2017, S.128f.; Schmidt & Lee, 2011, S. 155,164).

Nach Proske et al. (2012) ist bei der Weiterleitung von Spindelaferenzen eine sog. 'limb-wide convergence' zu berücksichtigen, in der die Signale nicht einzeln an supraspinale Zentren geleitet werden, sondern als muskelsynergistische Antwort zusammen mit anderen propriozeptiven Signalen aus einzelnen Muskeln, Muskelgruppen und ganzer Extremitäten.

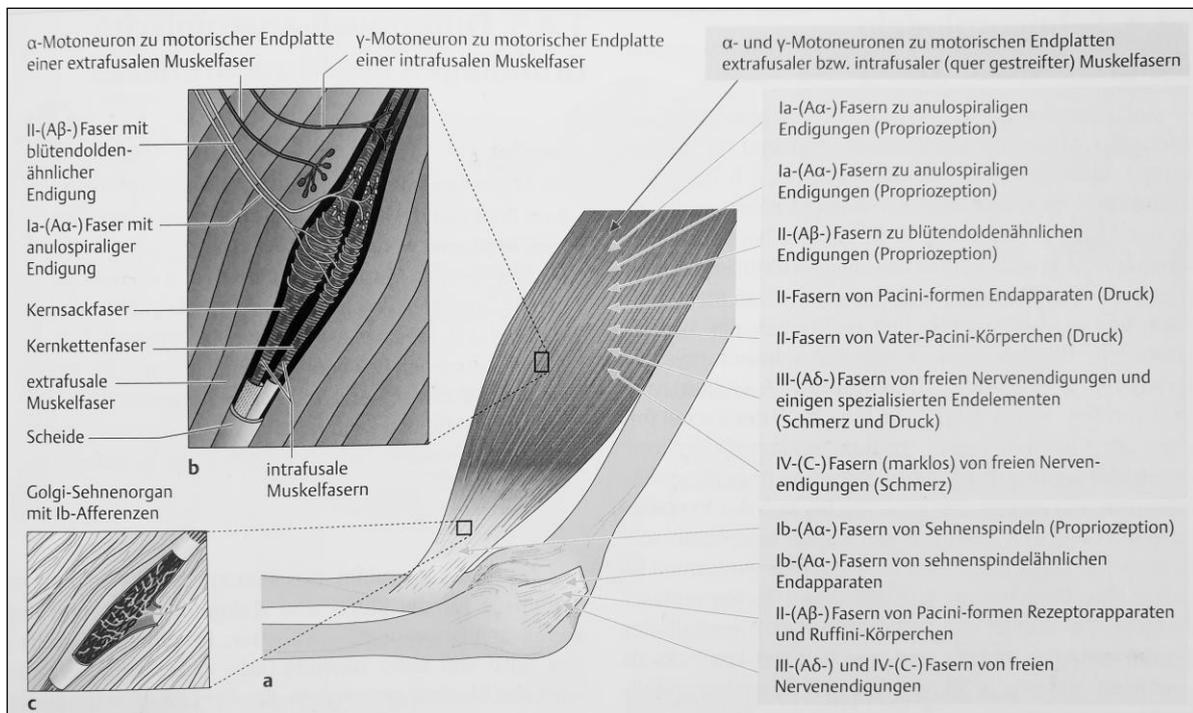


Abb. 2 Überblick Muskel- und Gelenkrezeptoren. Afferente Nervenfasern sind blau, efferente rot eingezeichnet.

a. Überblick über die Gesamtheit aller Muskel- und Gelenkrezeptoren.

b. Muskelspindel

c. Golgi- Sehnenorgan (Blottner, 2010, S. 63)

2.1.1.2 GOLGI SEHNENORGANE (IB)

Golgi-Sehnenorgane (Golgi Tendon Organ, GTO) bestehen aus eingekapselten Mechanosensoren und sind im myotendinösen Übergang sowie in Aponeurosen und intermuskulären Septen lokalisiert (Proske & Gandevia, 2012; Schmidt & Lee, 2011, S. 156). Afferent versorgt werden sie von schwach myelisierten Ib-Nerven deren frei liegenden marklosen Axon-Endungen innerhalb der Kapsel mit Kollagenfasern verwoben sind (Lehmann-Horn, 2017, S. 129f.).

GTO werden vorwiegend durch aktive Muskelkontraktion (Spannungsänderung) und weniger durch passive Dehnung der Muskulatur aktiviert (Riemann & Lephart, 2002a).

Die spinale reflektorische Verarbeitung der Ib Afferenzen erfolgt polysynaptisch und führt zur Inhibition des homonymen Muskels sowie zur antagonistischen Aktivierung (Blottner, 2010, S. 64). Damit zeigt sich der reflektorische Charakter entgegengesetzt zu dem der

Muskelspindeln, bei dem der homonyme Muskel aktiviert und der Antagonist autogen gehemmt wird (Schutzfunktion) (Schmidt & Lee, 2011, S. 156; Stehle et al., 2009, S. 20–21). Neben der Schutzfunktion ist die sensorische Wirkung der GTO als sog. Belastungsrezeptoren ('Load Receptor') im Zusammenspiel mit anderen inhibitorischen und exzitatorischen peripheren und zentralen Anteilen zu interpretieren, da die resultierende Aktivierung des homonymen Muskels eine entscheidende Rolle bei der neuromuskulären Kontrolle der Stiffness, der Gelenkstabilisierung und stützmotorischen Kompensation spielt (Brenner, 2010, S. 73). Demnach beeinflussen Ib-Afferenzen indirekt die Sensitivität der Muskelspindeln (Latash, 2013, S. 40; Riemann & Lephart, 2002a).

2.1.1.3 RUFFINI- UND PACINI-KÖRPERCHEN (TYP I + II)

Ruffini-Körperchen (Typ I) sind langsam adaptierende Druckrezeptoren mit niedriger Erregungsschwelle, die wie Pacini-Körperchen (Typ II) in myofaszialen Strukturen (Ligamente, Kapseln, Sehnen- und Sehnenplatten, Aponeurosen, Septen etc.) vorkommen (Freiwald et al., 1997). Sie nehmen statische und dynamische Gelenkpositionen, Winkelgeschwindigkeiten sowie den Gelenkdruck wahr und regulieren dadurch den Muskeltonus in Ruhe und Bewegung (Schmidt & Lee, 2011, S. 156; Stehle et al., 2009, S. 21). Das direkte reflektorische Depolarisationspotenzial bei schnellen Bewegungen ist insgesamt geringer einzuschätzen und primär bei langsamen haltungskorrektiven Aufgaben relevant (Proske & Gandevia, 2012).

Im Gegensatz zu Ruffini-Körperchen sind Pacini-Körperchen schnell adaptierende Rezeptoren, die ausschließlich unter dynamischen Bedingungen, wie schnellen Gelenkbeschleunigungen mit geringer Bewegungsamplitude ansprechen und kurze Impulse an das zentrale Nervensystem (ZNS) leiten (Proske & Gandevia, 2012). Zusammen mit den Ruffini-Körperchen steht somit wie für die Muskelspindeln ein Proportional- Differenzial Regulationssystem zur Verfügung, (Stehle et al., 2009, S. 21).

2.1.1.4 GOLGI-ENDIGUNGEN UND FREIE NERVENENDIGUNGEN (TYP III / IV)

Sehnenspindeln sind langsam-adaptierende Spannungssensoren. Sie befindet sich überwiegend im ligamentären Endbereich und zeigen eine hohe Reizschwelle (Latash, 2008, S. 45). In mittlerer Gelenkstellung sind sie bei aktiver und passiver Bewegung relativ inaktiv, weshalb ihre Bedeutung für die funktionelle Gelenkstabilisation bei mittlerer Bewegungsamplitude zwar begrenzt ist, allerdings ein indirekter gammadmotorischer Einfluss auf die Sensitivität der Muskelspindeln anzunehmen ist (Brockett, Warren, Gregory, Morgan

& Proske, 1997; Hiemstra, Lo & Fowler, 2001). Wird hingegen die physiologische Bewegungsgrenze erreicht, steigt die Impulsrate, um zusammen mit Signalen aus freien Nervenendigungen potenziell schädliche Gelenkwinkelpositionen und zu hohe myofasziale Spannungen zu erfassen (Latash, 2008, S. 45f.).

Freie Nervenendigungen kommen in allen myofaszialen Strukturen vor und sind im Gegensatz zu Typ I – Typ III Rezeptoren keine Mechano- sondern vorwiegend Chemorezeptoren, welche nozizeptive, chemische Entzündungsmediatoren, verletzungsrisikante Gewebespannungen oder Deformitäten wahrnehmen (Stehle et al., 2009, S. 22). Daneben beeinflussen Thermorezeptoren die Temperaturregulation (Latash, 2008, S. 45f.).

2.1.1.5 KUTANE MECHANOREZEPTOREN

Auch für taktile Informationen steht ein 'Proportional- Differenzial Fühlersystem' zur Verfügung. Meissner-Körperchen stellen schnell adaptierende Differenzialfühler dar, die auf schnell verändernde Drucksituation an kleinen Hautarealen ansprechen, wohingegen Pacini-Körperchen schnell auf mechanische Verformung reagieren (Edin, 2001). Merkel-Körperchen nehmen vertikalen Druck, jedoch keine translatorische Verschiebung wahr (Latash, 2008). Ruffini-Körperchen fungieren als langsam adaptierende Proportionalfühler und signalisieren dauerhafte Verformung (Schmidt & Lee, 2011, S. 156–157; Stehle et al., 2009, S. 17). Damit liefern taktile Signale wichtige Informationen zur Gleichgewichtsregulation sowie zur lokalen Gelenkkontrolle (Edin, 2001; van Deursen, Cavanagh, van Ingen-Schenau & Becker, 1998).

2.1.2 AFFERENTE- UND EFFERENTE BAHNEN

Sensorische Informationen der Propriozeptoren werden über afferente Nervenbahnen an das ZNS geleitet und auf unterschiedlichen Ebenen verarbeitet. Auf Rückenmarksebene (graue Substanz) kommt es unter der Beteiligung von afferenten und efferenten Neuronen sowie inhibitorischen und exzitatorischen Interneuronen zur integrativen Verarbeitung³ spinaler

³ Interneurone verbinden unterschiedliche Areale der Rückenmarksegmente, ipsi- und kontralateral miteinander (Propriospinaltrakt) (Latash, 2008, S. 65).

Neben der Verschaltung mono- und polysynaptischer Reflexe ermöglicht die intersegmentale Steuerung die Entstehung rudimentärer lokomotorischer Rhythmusmuster (Central Pattern Generator, CPG) über somatische und vegetative Reflexbögen (Latash, 2013, S. 233; Schmidt & Lee, 2011, S. 183f.; Stehle, Bruhn & Pfeifer, 2009, S. 38).

Reflexe und absteigender zentraler Aktivierungssignale (Latash, 2013, S. 190; Stehle et al., 2009, S. 24, 28).

Da komplexe willkürliche Handlungen die Beteiligung supraspinaler Zentren verlangen, werden die peripheren afferenten Signale über aufsteigende spinale Bahnen (Fasciculus gracilis und Fasciculus cuneatus) sowie den Tractus spinocerebellares, Tractus spinothalamicus lateralis und Tractus spinothalamicus anterior an das Gehirn geleitet (Latash, 2008, S.157, 170; Lehmann-Horn, 2017, S. 153; Riemann & Lephart, 2002a).

Weitere aufsteigende spinale Bahnen ziehen direkt zum Hirnstamm (Medulla Oblongata) und kreuzen auf die Gegenseite, wo es zur Verschaltung auf das zweite Neuron und zur Weiterleitung zum Thalamus kommt (Lehmann-Horn, 2017, S. 153).

Von dort aus werden die afferenten Informationen der Haut, Muskeln, Sehnen und Gelenke an den primär motorischen Kortex vermittelt (Latash, 2008, S. 170).

Der Tractus spinocerebellaris anterior und Tractus spinocerebellaris posterior, die direkt zum Kleinhirn aufsteigen oder ventrolateral kreuzen, vermitteln ebenfalls propriozeptive Signale (Lehmann-Horn, 2017, S. 153).

Bahnen, die zum Thalamus aufsteigen (Tractus spinothalamicus anterior und Tractus spinothalamicus lateralis) vermitteln überwiegend taktile Druckempfindungen sowie nozizeptive und thermoregulative Informationen (Latash, 2008, S. 143f.; Riemann & Lephart, 2002a).

Die Willkürmotorik erfolgt über das absteigende System (efferente Bahnen), welches aus den Pyramidenbahnen und den extrapyramidalen Bahnen besteht (Treede, 2017, S. 275). Die Pyramidenbahnen vermitteln bewusste Bewegungsprogramme und entspringen dem primären motorischen Kortex, dem supplementär- sowie dem prämotorischen Kortex (Latash, 2008, S. 145). Sie führen entweder als Tractus corticonuclearis zu den motorischen Kernen der Hirnnerven oder als Tractus corticospinalis zum Rückenmark. Etwa 80% kreuzen im Bereich der Medulla Oblongata auf die Gegenseite und führen als Tractus corticospinalis lateralis zu den Motoneuronen der Peripherie (Laube, 2009, S. 72). Die übrigen Fasern verlaufen als Tractus corticospinalis anterior und kreuzen erst auf dem entsprechenden Rückenmarkssegment zur Gegenseite (Latash, 2013, S. 193; Lehmann-Horn, 2017, S. 154). Das extrapyramidale System vermittelt unwillkürliche, automatisierte Signale, kann aber die Willkürmotorik beeinflussen (Latash, 2008, S. 172f.).

Die Neurone liegen im Bereich der Basalganglien, des Hirnstamms und des Kleinhirns, wobei bestimmte Bahnen zu den Neuronen des Vorderhorns der distalen Extremitätenmuskulatur (Tractus rubrospinalis, Tractus reticulospinalis und Tractus corticospinalis lateralis) verlaufen (Latash, 2008, S. 172f.). Über den Tractus vestibospinalis, Tractus reticulospinalis und Tractus corticospinalis ventralis werden die Motoneuronen der

proximalen Extremitätenmuskulatur innerviert (Latash, 2008, S. 172f.; Lehmann-Horn, 2017, S. 138,141).

Motorische Signale, die auf spinale Interneurone projizieren, enthalten neben somatosensorischen Signalen Informationen des Kleinhirns, der Basalganglien sowie anderer supraspinaler Zentren (Stehle et al., 2009, S. 28). Daneben besteht über den Kortikospinaltrakt eine direkte Verbindung vom primärmotorischen Kortex zu den motorischen Neuronen, wodurch willkürmotorische Befehle auch monosynaptisch verschaltet werden können (Feinmotorik) (Latash, 2008, S. 172f.).

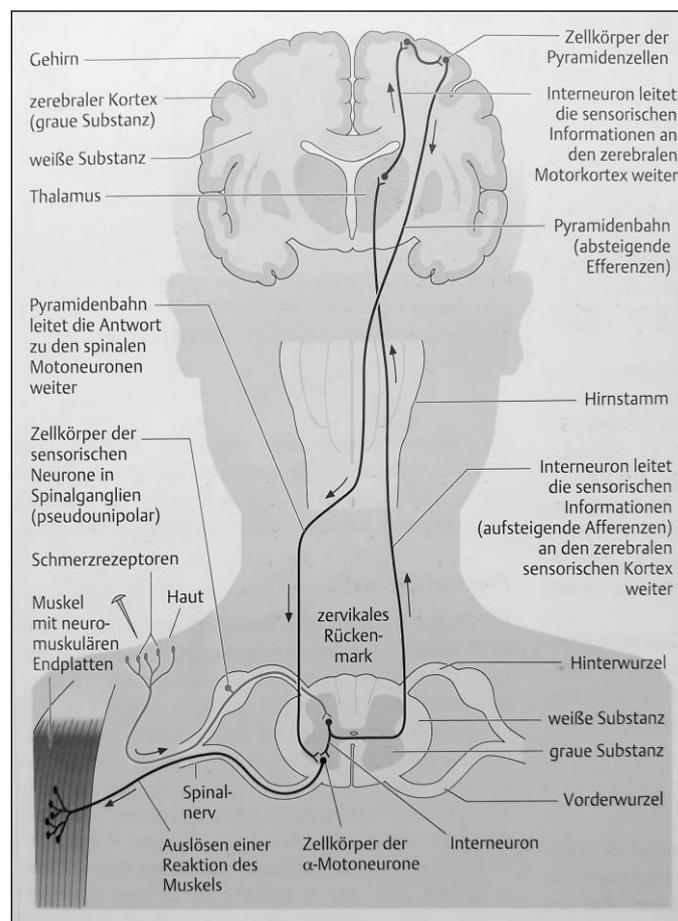


Abb. 3 Innervation des Skelettmuskels und schematische Darstellung efferenter und afferenter Leitungsbahnen (Blottner, 2010, S. 67).

2.1.3 VESTIBULARORGAN

Das vestibuläre System spielt im Rahmen der posturalen Kontrolle (Kopf- und Körperpositionierung) und in Bezug auf dynamische Lage- und Bewegungswechsel eine dominierende Rolle (Birklbauer, 2006, S. 31; Zenner, 2017, S. 339ff.).

Die wichtigsten Strukturen stellen die drei zirkulären Bogengänge und die zwei Makulaorgane (Utriculus und Sacculus) dar (Latash, 2008, S. 212f.).

Die Bogengänge stehen im rechten Winkel zueinander (drei Raumebenen) und sind mit Endolymphe gefüllt. Über sensorische Haarzellen, die in einen Gallertkegel ragen, können aufgrund der Massenträgheit Rotationsbewegungen in allen drei Ebenen registriert werden (Zenner, 2017, S. 338). Die in der Makula befindlichen sensorischen Haarzellen werden bei vertikaler sowie horizontaler, translatorischer Beschleunigungen (z.B. Gravitation) gereizt (Latash, 2008, S. 213; Stehle et al., 2009, S. 24). Die Bedeutung vestibulärer Kontrolle steigt bei fehlerhafter oder reduzierter peripherer afferenter Versorgung an und ist insbesondere im Haltungs- und stützmotorischen Kontext funktionell eng mit dem visuellen System verknüpft (Stehle et al., 2009, S. 24).

2.1.4 KORTEX

Die Großhirnfelder können neben den Assoziationsfeldern in zwei sich ergänzende und interagierende Systeme unterteilt werden: Den sensorischen und motorischen Kortex.

Letzterer gliedert sich in den primären- und sekundären motorischen Kortex auf (Birbaumer & Schmidt, 2017, S. 164).

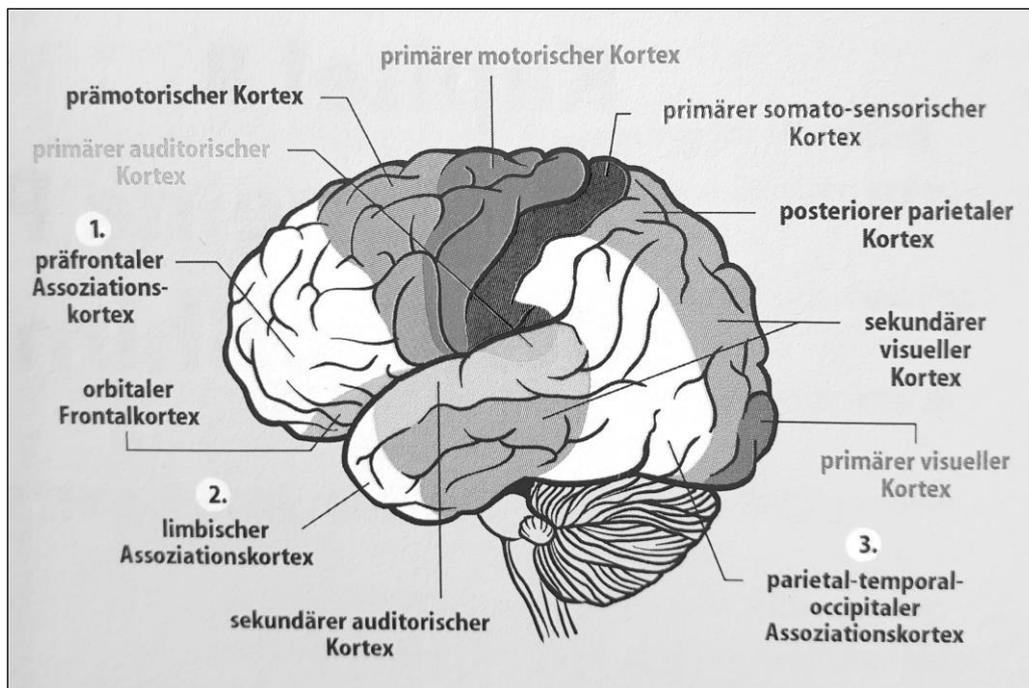


Abb. 4 Schematische Darstellung der lateralen Oberfläche des menschlichen Großhirns mit primären und sekundären sensorischen und motorischen Arealen sowie den drei Assoziationskortexen (Birbaumer & Schmidt, 2017, S. 164).

In der primärmotorischen Region sind alle Neurone für die Steuerung bewusster Bewegungen lokalisiert. Diesen Hirnregionen sind plastisch veränderbare und differenziert für jede Körperregion gewichtete Areale zugeordnet (Lehmann-Horn, 2017, S. 152f.; Stehle et al., 2009, S. 27).

In den sekundären Feldern sind Erfahrungen, Erinnerungen und Handlungsentwürfe gespeichert, die den primären Feldern vor- bzw. nachgeschaltet sind (Birbaumer & Schmidt, 2017, S. 166). Die supplementärmotorische Region ist an der Planung, Programmierung und Reproduktion von selbst initiierten Bewegungssequenzen, also der Wiedergabe aus der Erinnerung heraus beteiligt, wobei ihre Neurone besonders auf propriozeptive Signale ansprechen (Birbaumer & Schmidt, 2017, S. 166; Lehmann-Horn, 2017, S. 157f.).

Der prämotorische Kortex organisiert die Planung und Initiierung sensorischer Bewegungssequenzen in Folge von Auslösereizen (insbesondere visuelle und kutane Reize) und ist bei feinmotorischen Aufgaben aktiv (Birbaumer & Schmidt, 2017, S. 166; Latash, 2008, S. 142; Stehle et al., 2009, S. 27).

Über kortikokortikale Bahnen besteht eine Verbindung vom prämotorischen Kortex zu den Assoziationsgebieten im Parietallappen in denen sensorische afferente Informationen vermittelt werden, wohingegen der supplementärmotorische Kortex afferente Signale vom präfrontalen Kortex erhält (Bewusstsein, Absicht, Motivation) (Latash, 2008, S. 142; Lehmann-Horn, 2017, S. 161).

Im sensorischen Kortex werden propriozeptive und viszerale Afferenzen nach der Verschaltung über den Thalamus verarbeitet (Birbaumer & Schmidt, 2017, S. 173).

Analog zu den motorischen Feldern werden die sensorischen Afferenzen zu bestimmten Arealen geleitet deren Größe von der Anzahl an Rezeptoren einer Körperregion abhängt (Treede, 2017, S. 278).

Sensorische Erfahrungen sind in sekundären sensorischen Feldern hinterlegt und dienen dem Abgleich mit dem aktuellen Input (Treede, 2017, S. 281).

Durch kortikale und subkortikale Verbindungen zu motorischen Strukturen, wie den Basalganglien, dem Kleinhirn, dem Hirnstamm sowie durch den Kortikospinaltrakt bestehen Verbindungen zum Rückenmark. Dabei verlassen zahlreiche Axone den Kortikospinaltrakt im Hirnstamm und versorgen die Hirnnervenkerne (Latash, 2008, S. 260). In Form einer Efferenzkopie können so motorische Befehle mit afferenten und gespeicherten Signalen verrechnet werden (Schmidt & Lee, 2011, S. 171f.)

2.1.5 KLEINHIRN

Das Kleinhirn bestehend aus Ponto-, Vestibulo- und Spinozerebellum und hat programmierende, ausführende und modulierende Funktion (Zenner, 2017, S. 342). Dazu werden spinale Afferenzen sowie vestibuläre und visuelle Signale zur Stütz- und Gleichgewichtsregulation und zur räumlich-zeitlichen Feinabstimmung innerhalb schneller zielmotorischer Handlungen unbewusst verarbeitet (Latash, 2008, S. 56-58).

Das Spinozerebellum erhält zeitgleich mit den motorischen Vorderhornzellen im Rückenmark die muskulären Aktivierungssignale aus dem primären Kortex (Efferenzkopie) (Riemann & Lephart, 2002a). Durch das Reafferenzprinzip können vorrausschauend der Bewegungserfolg abgeschätzt, Fehler erkannt und eine motorische Korrektur erarbeitet werden (Feedforward Regulation) (Schmidt & Lee, 2011, S. 172-174).

Die efferenten Signale des Kleinhirns werden über den Thalamus zum motorischen Kortex geleitet, wo sie korrektiv die motorische Aktivierung dämpfen oder antizipatorische Bewegungsprogramme vorschalten (Latash, 2013, S. 206f.; Stehle et al., 2009, S. 26). So ist das Pontozerebellum bei der Planung und Programmierung schneller automatisierter 'Open Loop' gesteuerter Bewegungen (vgl. Kap. 2.3) beteiligt und reguliert die protektive Muskelfunktion (Lehmann-Horn, 2017, S. 145; Riemann & Lephart, 2002a).

2.1.6 BASALGANGLIEN

Die Basalganglien sind subkortikale Kerngebiete (Corpus striatum, Pallidum, Substantia nigra, Nucleus subthalamicus, Nucleus accumbens), welche die meisten sensorischen und motorischen Neuronen zwischen Stammhirn und Motorkortex verbinden (Latash, 2013, S. 200; Riemann & Lephart, 2002a).

Durch die Verbindung bindet der assoziative Kortex die Basalganglien in der Vorbereitung und Initiierung motorischer Programme ein (Lehmann-Horn, 2017, S. 150f.). Kortikale Afferenzen werden über die Basalganglien verschaltet und über den Thalamus wieder zurück projiziert, wobei sie wie das Kleinhirn regulierend über die motorischen Thalamuskern auf das motorische Programm (Motorkortex) einwirken (Latash, 2008, S. 165; Taube, Leukel & Gollhofer, 2012). Damit bilden Basalganglien eine Schnittstelle zwischen der Motorik sowie affektiven und emotionalen Signalen, wobei wichtige Funktionsbereiche die Rumpf-, Kopf und Extremitätenbewegung, die Blickmotorik sowie die Aktionsplanung, Motivation und den Bewegungsantrieb betreffen (Stehle et al., 2009, S. 26f.). Sie kontrollieren die Geschwindigkeit von langsamen, gleichmäßigen Willkürbewegungen und initiieren bzw. sequenzieren lokomotorische Bewegungen (Latash, 2013, S. 201; Schmidt & Lee, 2011, S. 319). Des Weiteren beeinflussen sie durch Verbindung zum Hirnstamm die visuelle, vestibuläre und propriozeptive Gleichgewichtskontrolle (Stehle et al., 2009, S. 27).

2.1.7 HIRNSTAMM

Der Hirnstamm fasst die Strukturen der Medulla Oblongata, der Pons und des Mittelhirns zusammen und wird vom Großteil aller motorischen und sensorischen Neurone durchlaufen (Laube, 2009, S. 66). Zu den motorischen Hirnstammkernen zählen der Nucleus ruber, der Nucleus vestibularis lateralis und Teile der Formatio reticularis (Treede, 2017, S. 278). Auf Hirnstammebene werden die inter- und exterozeptiven Signale verrechnet und an das Zwischenhirn und höhere Zentren geleitet (Laube, 2009, S. 67).

Weitere Funktionen bestehen in der Verschaltung vegetativer und motorischer Reflexe auf supraspinale Ebene (Laube, 2009, S. 67). So werden über reflektorische Unterprogramme Halte- und Stellreflexe im Sinne der Antizipation und Organisation posturaler Synergien kontrolliert (Stehle et al., 2009, S. 25f.; Treede, 2017, S. 278f.). Ebenso wird über den Hirnstamm die Atmung und die Herz-Kreislauffunktion angepasst (Laube, 2009, S. 67).

2.2 SENSORISCHE INTEGRATION

Deszendierende Beiträge aus dem Hirnstamm und dem Motorkortex regulieren über spinale Interneurone den situativen Einstrom afferenter Signale und beeinflussen so die Aktivität von Motoneuronen (Stehle et al., 2009, S. 32; Taube et al., 2012; Zehr, 2006).

Damit verändern sich die Wahrscheinlichkeit und das Ausmaß spinaler Reflexe, die weniger als stereotype Antworten, sondern modulierend (supraspinale Zentren), auf den funktionellen Bewegungskontext ausgerichtet in Erscheinung treten (Riemann & Lephart, 2002a; Zehr, 2006). Im Folgenden werden unterschiedliche spinale prä- und postsynaptische Mechanismen erörtert.

2.2.1 PRÄSYNAPTISCHE INHIBITION

Über spinale Interneurone können α Motoneurone präsynaptisch inhibiert (PSI) werden und somit Typ Ia, Ib und Typ II afferenter Input vor der spinalen Verarbeitung beeinflusst werden (Rudomin & Schmidt, 1999; Zehr, 2006). Das Ausmaß der PSI wird supraspinal vermittelt (Stehle et al., 2009, S. 34). So können zentrale Anteile je nach Bewegungskontext stärker gewichtet und Reflexe funktionell angepasst werden (Abb. 5) (Gandevia, 2001; Rudomin & Schmidt, 1999; Taube, Gruber & Gollhofer, 2008; Zehr, 2006).

Beeinflusst wird die PSI durch die jeweilige Bewegungsphase, die Bewegungsintensität, den Kontraktionstyp, motorische Vorerfahrungen und belastungsinduzierte Ermüdung (Avela, Finni & Komi, 2006; Bagheri et al., 2018; Baudry, Maerz, Gould & Enoka, 2011; Oza, Dudley-Javoroski & Shields, 2017; Ritzmann et al., 2015; Zehr, 2006).

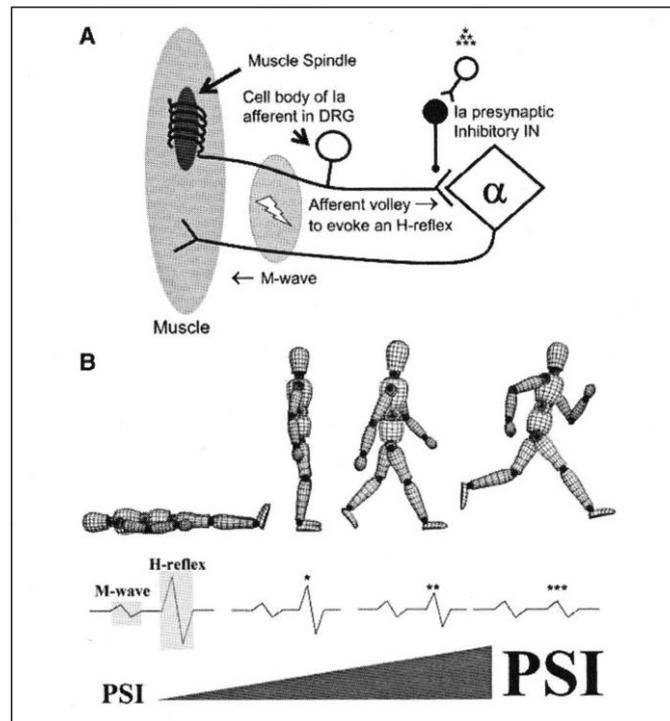


Abb. 5 Schematische Darstellung (A) und Regulation (B) der PSI. Über H-Reflexuntersuchung (Stimulation des peripheren Nervs unter Umgehung der Muskelspindel) kann das Ausmaß der situativen Erregbarkeit (Ia-Afferenzen) in bestimmten Bewegungsphasen (Liegen, Stehen, Gehen und Laufen) ermittelt werden, indem die Reflexantwort (EMG) in Form einer H-Welle sichtbar gemacht wird (Zehr, 2006).

2.2.2 AUTOGENE HEMMUNG

Der autogene inhibitorische Reflexweg geht von den Ib-Afferenzen der GTO aus. Demnach führt eine Spannungszunahme durch Kontraktion oder Dehnung über die di- oder trisynaptische Verschaltung (Ib Interneurone) zur Hemmung der homonymen Motoneurone sowie seiner Synergisten, wohingegen die Motoneurone des Antagonisten erregt werden (Lehmann-Horn, 2017, S. 137; Schmidt & Wrisberg, 2008, S. 115).

Zum einen stellt der Mechanismus einen Schutzreflex vor zu hoher, verletzungsrisikanter Muskelspannung dar. Zum andern kann etwa in Stützphasen und bei Gewichtsverlagerungen eine konstante Muskelkraft gegen äußere Widerstände aufrechterhalten und präzise kontrolliert werden ('load receptor') (Brenner, 2010, S. 71; Schmidt & Lee, 2011, S. 164).

Das Ausmaß der Erregung und Hemmung von Ib-Afferenzen variiert je nach Bewegungskontext und wird supraspinal mittels PSI gesteuert (Stehle et al., 2009, S. 38).

2.2.3 REZIPROKE HEMMUNG

Da Ia-Afferenzen neben der monosynaptischen Verbindung des homonymen Muskels auch auf inhibitorische Ia-Interneurone projizieren, die mit antagonistischen α -Motoneuronen verknüpft sind, kommt es neben der Aktivierung des Agonisten zur reziproken Hemmung des Antagonisten (Schmidt & Lee, 2011, S. 165, 185).

So können bei zyklischen Bewegungen mit Hilfe reziproker Erregungs- und Hemmmechanismen hohe Nettodrehmomente in die gewünschte Bewegungsrichtung generiert und übermäßige antagonistische Kokontraktionen⁴ unterbunden werden (Stehle et al., 2009, S. 37). Die reziproke Hemmung wird über die PSI supraspinal organisiert, da die antizipatorische Kompensation von Störreizen über Kokontraktionen erfolgt (Latash, 2013, S. 222; Stehle et al., 2009, S. 37).

2.2.4 REKURRENTE HEMMUNG

Über rückläufige inhibitorische Interneurone (Renshaw-Zellen) hemmt ein aktiviertes α -Motoneuron sich selbst (homonymer Muskel) sowie synergistische Motoneuronen (heteronyme Muskulatur) (Lehmann-Horn, 2017, S. 138). Dieser Mechanismus reguliert bzw. limitiert die Aktivität von γ -Motoneuronen und von antagonistischen Ia-Interneuronen (Lehmann-Horn, 2017, S. 138). Auch die rekurrente Hemmung wird von supraspinalen und peripherem Input sowie durch lokale Interneurone beeinflusst (Gandevia, 2001). Funktionell kontrolliert der Mechanismus die Gegenregulierung etwa bei Dehnung (homonymer Muskel und Synergisten) sowie über die Begrenzung der antagonistischen reziproken Hemmung (Latash, 2013, S. 176).

Eine Störung der Reizweiterleitung an den Renshaw-Zellen kann demnach zu einer überschießenden Gegenregulation des Agonisten sowie zu einer Tonuserhöhung des Antagonisten führen (Stehle et al., 2009, S. 35). Um den erhöhten Widerstand am Gelenk zu kontrollieren, müssen zusätzliche motorische Einheiten rekrutiert und die Entladungsfrequenz erhöht werden (Brenner, 2010, S. 92).

⁴ Eine Kokontraktion stellt eine synergistische Aktivierung von Agonist und Antagonist dar.

2.3 BEWEGUNGSPROGRAMME UND BEWEGUNGSREGULATION

Sensomotorische Informations- und Lernmodelle basieren auf kybernetisch- bzw. programmorientierten oder systemdynamischen Ansätzen, die geeignet sind, 'Closed Loop' und 'Open Loop' Prozesse als Partialmodelle für motorische Regulationsprozesse zu erklären (Birklbauer, 2006, S. 29, 89, 353).

Die GMP (generalized motor program) - Theorie basiert auf der Existenz generalisierter motorischer Programme und wurde durch die Impulse Timing Hypothese ergänzt und präzisiert (Birklbauer, 2006, S. 62). Erweitert wird das Konzept über Masse Feder Modelle wie der 'Equilibrium-Point Hypothesis', die insbesondere im Rahmen posturaler Kompensationsaufgaben wichtige Erklärungsansätze liefert (Latash, 2013, S. 218f.).

Innerhalb sog. 'Mixt Approachs' kombinieren programmtheoretische Modelle ein zentrales Programmierungssystem (Auswahl/Durchführung), welches Feedforward Prozesse einschließt mit einem peripheren Feedbacksystem zur Fehlerkorrektur (Abb. 6) (Birklbauer, 2006, S. 62; Schmidt & Lee, 2011, S. 182, 188-200). Dabei existieren Recallschemata, die zur Produktion und Recognitionsschemata, die zur Evaluation von Bewegungen herangezogen werden (Birklbauer, 2006, S. 355f.).

Im Sinne der Planung, Ausführung und Kontrolle von Bewegungen basieren diese Systeme auf der permanenten Verarbeitung extero- und interozeptiver Informationen, wobei Kenntnisse zu den bewegungsinduzierten sensorischen Konsequenzen zur Fehlerkorrektur während und nach der Bewegung bedeutsam sind (Schmidt & Lee, 2011, S. 395, 405; Taube et al., 2012).

Über motorische Efferenzkopien werden zeitgleich mit einer willkürmotorischen Handlung die erwarteten sensorischen Feedbackinformationen abgeschätzt (Feedforward Kontrolle) (Schmidt & Lee, 2011, S. 172ff.; Taube et al., 2012). Tritt ein Fehler aus dem Abgleich mit dem Referenzsystem auf, kann mittels interner Feedbackschleife unmittelbar vor oder zeitgleich mit der Zielbewegung eine Korrektur eingeleitet werden (Birklbauer, 2006, S. 39; Latash, 2013; Schmidt & Lee, 2011, S. 188f.).

Open Loop Prozesse, die schnelle, ballistische Bewegungen unter Zeitlimitierung (<140 ms) steuern, erfordern keine Feedbackinformationen, da eine zentrale Verarbeitung zu lange dauern würde, um korrektive oder neue Bewegungsprogramme einzuleiten (Schmidt & Lee, 2011, S. 188). Im 'Hybrid Control' Modell wird von einer hierarchischen Struktur ausgegangen in dem Closed Loop Prozesse den Open Loop Prozessen untergeordnet bzw. in diese eingebettet sind (Birklbauer, 2006, S. 92).

Über die höchsten zentralen Verarbeitungsebenen werden motorische Open Loop Programme initiiert, wobei Closed Loop Prozesse mögliche Störreize bis zu einem gewissen Grad kompensieren können (Tabelle 2).

Führen Störreize dazu, dass das Programm als nicht mehr relevant angesehen oder realisiert werden kann, wird es gestoppt, modifiziert oder neu initiiert (Schmidt & Lee, 2011, S. 205).

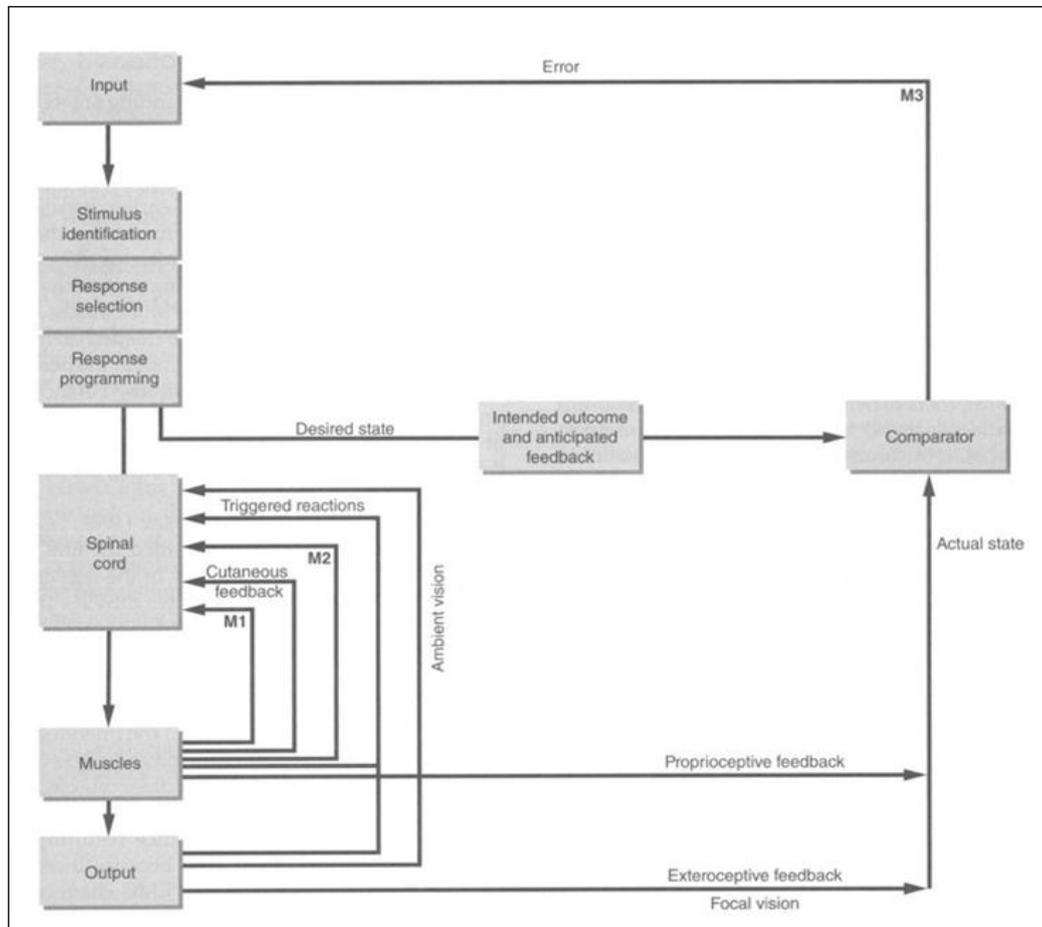


Abb. 6 Model zur Closed-Loop Verarbeitung (Schmidt & Lee, 2011, S. 171). Dargestellt sind die unterschiedlichen Ebenen zur Initiierung des Bewegungsprogramms sowie zur reaktiven und antizipatorischen Fehlerkorrektur.

Die Aufrechterhaltung der statischen und dynamischen Balance (3-3.5) und Stabilisation von Gelenken hängt maßgeblich von der Kontrolle der neuromuskulären Stiffness ab.

Hiermit verbundene Mechanismen der Fehlerkorrektur werden im folgenden Abschnitt thematisiert.

2.3.1 A- Γ - KOAKTIVIERUNG / SERVOMECHANISMUS

Die Kontrolle der neuromuskulären Stiffness basiert auf einer α - γ Koaktivierung und wird über einem hiermit verbundenen Servomechanismus gesteuert (Birklbauer, 2006, S. 43f.; Latash, 2013, S. 117f., 222). Durch α - γ Kopplung wird vermieden, dass die Aktivität der Muskelspindel in Folge einer Kontraktion abnimmt und als Störung wahrgenommen wird, da permanent der extra- und intrafusale Sollwert angepasst wird (Latash, 2013, S. 117f.; Schmidt & Lee, 2011, S. 164). Beim Model des Servomechanismus, der auf dem Muskeldehnungsreflex basiert, erfolgt über die γ motorische Innervation eine indirekte Aktivierung der α - Motoneuronen (γ -Spindelschleife) (Birklbauer, 2006, S. 43f.). Demnach ergänzen sich beide Systeme indem eine willkürliche Initiierung über die α - γ Koaktivierung erfolgt und der Servomechanismus die Bewegung stabilisiert (Latash, 2013, S. 119).

2.3.2 FEHLERKORREKTUR

Motorische Fehlerkorrekturen stellen neuromuskuläre Antworten dar, die vor, während und nach der Bewegungsinitiierung auftreten (Tabelle 2) (Schmidt & Lee, 2011, S. 198ff.; Taube et al., 2012). Diese entstehen durch Abweichungen im Soll-Ist-Vergleich (‘referent body configuration’), die durch antizipierte oder nicht antizipierte destabilisierende Reize hervorgerufen und kompensiert werden müssen (Latash, 2013, S. 218). Im folgenden Abschnitt werden antizipatorische und reaktive Mechanismen erörtert. Diese manifestieren sich in Abhängigkeit des sensorischen Systems, der Verarbeitungsinstanz und der Aufgabenspezifität in unterschiedlichen Latenzzeiten und Antwortstärken.

Tabelle 2 Charakteristik antizipatorischer und reaktiver Verarbeitungsmechanismen bei Perturbationen angelehnt an (Birklbauer, 2006, S. 41; Latash, 2013, S. 220; Schmidt & Lee, 2011, S. 168).

Korrektur-Mechanismus	Latenz [ms]	Beteiligte Strukturen	Modifizierbar durch Instruktion	Auswahl möglich	positive Eigenschaften	negative Eigenschaften
Anticipatory postural adjustments (APAs)	<0	Verschiedene Rezeptoren, höhere Zentren, jede Muskulatur			Feed-Forward Kontrolle von Störreizen	basiert auf Abschätzung
Muskel-Sehnenelastizität	0	Verschiedene Rezeptoren, höhere Zentren, jede Muskulatur			unmittelbare, lokale Gegenkraft	nicht aufgabenspezifisch, geringe Gegenkraft
Mono-synaptischer Reflex (M1)	30-50	Spindeln Gammaschleife, homonymer Muskel	Nein	Nein	Sehr kurze Verzögerung, geringe Kraftproduktion	Keine zentrale Kontrolle
Long-Loop Reflex (M2)	50-80	Spindeln, Kortex oder Cerebellum, homonymer Muskel	Ja	Nein	kurze Verzögerung, hohe Kraftproduktion	Geringe zentrale Kontrolle
Triggered- / Preprogrammed Reactions (PPR) (M2-M3)	80-120	Verschiedene Rezeptoren, höhere Zentren und verbundene Muskulatur	Ja	Ja	kurze Verzögerung, hohe Kraftproduktion, aufgabenspezifische Kontrolle	unpräzise Bewegungskorrektur
Willkürmotorische Reaktion	120-200	Verschiedene Rezeptoren, höhere Zentren, jede Muskulatur	Ja	Ja	aufgabenspezifisch	lange Verzögerung

2.3.3 REAKTIVE FEHLERKORREKTUR

Unerwartete Perturbationen führen im EMG zu charakteristischen Reflexen, die sich in Form von M1, M2, M3- Wellen sowie in willkürmotorischen Reaktionen darstellen lassen (Abb. 7). Allerdings ist zu berücksichtigen, dass eine trennscharfe Unterteilung der reflektorischen- und willkürmotorischen Reaktionen schwierig ist:

„To summarize, actions can be more or less stereotypical, linked to a well-defined sensory signal or not, involve short or long delays. Highly stereotypical, short - latency actions linked to a specific sensory stimulus may be called reflexes. Very non-stereotypical actions that come at a much longer delay and have no obvious link to a sensory signal may be called voluntary actions. Any action that falls in-between these two extremes may be called simply an action.“ (Latash, 2013, S. 46)

Durch monosynaptische Verschaltung entsteht nach 30-50ms eine verhältnismäßig kurze und schwache Aktivierung und Gegenkontraktion. Diese läuft überwiegend automatisiert ab, und kann nicht oder nur geringfügig willkürlich beeinflusst werden (M1) (Latash, 2013, S. 114; Schmidt & Wrisberg, 2008).

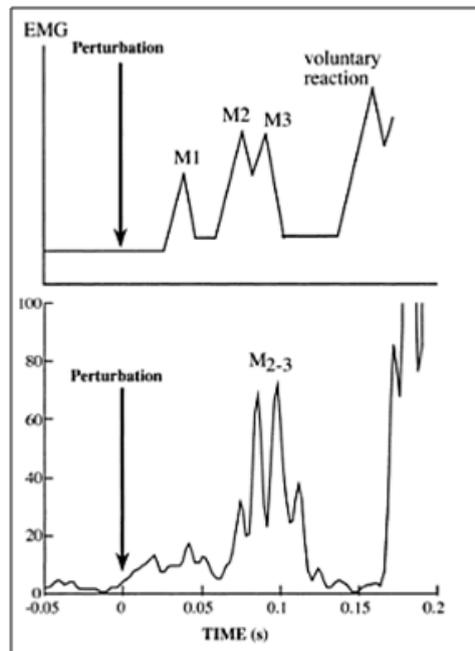


Abb. 7 Schematische und neuromuskuläre Antwortreaktionen (EMG) nach einer Gelenkperturbation.

Die obere Grafik zeigt schematische Antwortreaktionen nach einer Perturbation am menschlichen Bizeps brachii nach unerwarteter Gewichtsbelastung am Unterarm. Die M1, M2 und M3 Antworten zeigen Latenzzeiten von 30-120ms. Diese sind von willkürmotorischen Befehlen abzugrenzen, welche nach ca.120-180 ms auftreten. Die untere Grafik zeigt entsprechende EMG Daten (Latash, 2008, S. 114).

Vorprogrammierte Reaktionen (M2 / M3 Antworten) stellen sog. 'long-latency reflexes' bzw. 'triggered reactions' (M3) dar, die zwar kortikal verschaltet werden, aber verhältnismäßig schnell und unbewusst ablaufen (50-120ms) (Latash, 2008, S. 114f.; Petersen, Rosenberg, Petersen & Nielsen, 2009; Schmidt & Lee, 2011, S. 167f.). Da höhere Verarbeitungszentren beteiligt sind ist die Latenzzeit länger als bei spinalen Reflexen. Die Stärke und Dauer der Antwort kann über einzelne Muskeln oder synergistische Muskelgruppen zielmotorisch angepasst werden und ist nicht auf die lokale Dehnung (Ansatzpunkt der Perturbation) beschränkt (Abb. 8) (Birklbauer, 2006, S. 97; Latash, 2013, S. 118, 220; Strang, Berg & Hieronymus, 2009).

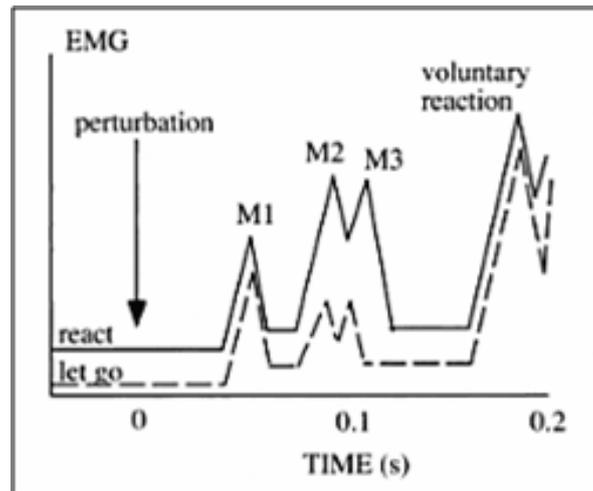


Abb. 8 Schematische Antwortreaktionen (EMG) mit und ohne Instruktion. Im Gegensatz zur M1 Antwort, die unter Instruktion unverändert bleibt (spinale Verarbeitung), zeigt sich die M2 und M3 Antwort um ein vielfaches höher (durchgehende Linie) als unter passiven Bedingungen (Latash, 2008, S. 115).

Funktionell sind 'triggered reactions' auf kortikaler Ebene vorprogrammiert und hängen von sensomotorischen Lern- und Bewegungserfahrungen ab (Latash, 2008, S. 115; Schmidt & Lee, 2011, S. 167). Bezogen auf Balanceaufgaben stellen die sog. 'ankle strategy' und 'hip strategy' wichtige neuromuskuläre Kompensationsmuster dar, die darauf abzielen den Körperschwerpunkt (KSP) über der Unterstützungsfläche zu halten indem über das Sprung- und Hüftgelenk Ausweichbewegungen in sagittaler Ebene erfolgen (Latash, 2013, S. 223). Dabei werden kleine Störungen, die ein geringes Kompensationsausmaß verlangen bei gesunden Personen über die 'ankle strategy' und größere Störungen über die 'Hip Strategie' bewältigt (Latash, 2013, S. 223; Ritzmann et al., 2015).

Im Gegensatz zu 'triggered reactions' sind willkürmotorische Reaktionen bewusstseinspflichtig und umfassen alle Verarbeitungsebenen, die ab einer Latenzzeit von 120-180ms starke, kontinuierliche Korrekturen flexibel und situationsspezifisch einleiten (Birklbauer, 2006, S. 41).

2.3.4 ANTICIPATORY POSTURAL ADJUSTMENTS

Bis zu 100 ms vor einer selbst initiierten Beschleunigung des KSP oder einer antizipierten äußeren Perturbation können mittels `anticipatory postural adjustments` (APAs) korrektive Kraftmomente generiert werden (Petersen et al., 2009; Schmidt & Lee, 2011, S. 152; Taube et al., 2012). APAs werden über Feedforward Prozesse eingeleitet und hängen vom aktuellen Bewegungsprogramm, den situativen posturalen Voraussetzungen und von den erwarteten Störreizen (Ansatzpunkt, Stärke und Richtung) ab (Latash, 2013, S. 220f.). Das Ausmaß der APAs variiert, da diese unter stabilen Bedingungen unnötig sind und unter instabilen Bedingungen zusätzliche Störungen erzeugen (Latash, 2013, S. 221f.; Petersen et al., 2009). Neben der Gelenkkontrolle und Haltungskorrektur zielen APAs vorrangig darauf ab, starke Kopfbewegungen (vestibuläre Störung) zu verhindern, um permanent optische Bezugspunkte zu schaffen (Gutierrez et al., 2009; Latash, 2013, S. 221).

APAs hängen maßgeblich von den sensomotorischen Vorerfahrungen des Sportlers ab und werden darüber hinaus durch belastungsinduzierte Ermüdung beeinflusst (Kubo et al., 2007; Petersen et al., 2009; Schomburg, 2000, S. 40, 47ff.; Ste Croix, 2011; Strang, Choi & Berg, 2008; Ting & McKay, 2007).

2.3.5 MUSKEL-SEHENENELASTIZITÄT UND NEUROMUSKULÄRE STIFFNESS

In Kap. 2.3.1 wurde die antizipatorische Regulation der neuromuskulären Stiffness mittels α - γ Koaktivierung beschrieben. Das Ausmaß der Regulation spiegelt das Verhältnis von Kraftänderung zu Längenänderung wieder und ist nach der 'final common input hypothesis' vom Einfluss der peripheren Afferenzen und zentralen Befehlen abhängig (Abb. 9) (Kubo et al., 2007; Latash, 2013, S. 127; Riemann & Lephart, 2002b).

Eine gesteigerte neuromuskuläre Stiffness und Kokontraktionen können die Erregungsschwelle für Reflexe und posturale Synergien senken und so die elektromechanische Verzögerung senken (Ste Croix, 2011; Steib, Hentschke, Welsch, Pfeifer & Zech, 2013). Gleichzeitig steigert die γ -motorisch tonisierte Muskulatur den mechanischen Gelenkdruck und erhöht die Stabilität (Stehle et al., 2009, S. 85).

Neben einer schnelleren und verstärkten spinalen Reflexauslösung zur lokalen Gelenkstabilisierung kann die Kraftproduktion in der Bodenkontaktphase gesteigert werden (Taubе et al., 2012). Ist umgekehrt ein hohes Maß an zentraler Kontrolle erforderlich und eine zu hohe Stiffness funktionell ungünstig (Balanceaufgaben) können reflektorische Anteile reduziert und die Stiffness gesenkt werden (Mierau, Hülzdünker & Strüder, 2015; Ritzmann et al., 2015; Steib, 2014, S. 8; Warnica, Weaver, Prentice & Laing, 2014).

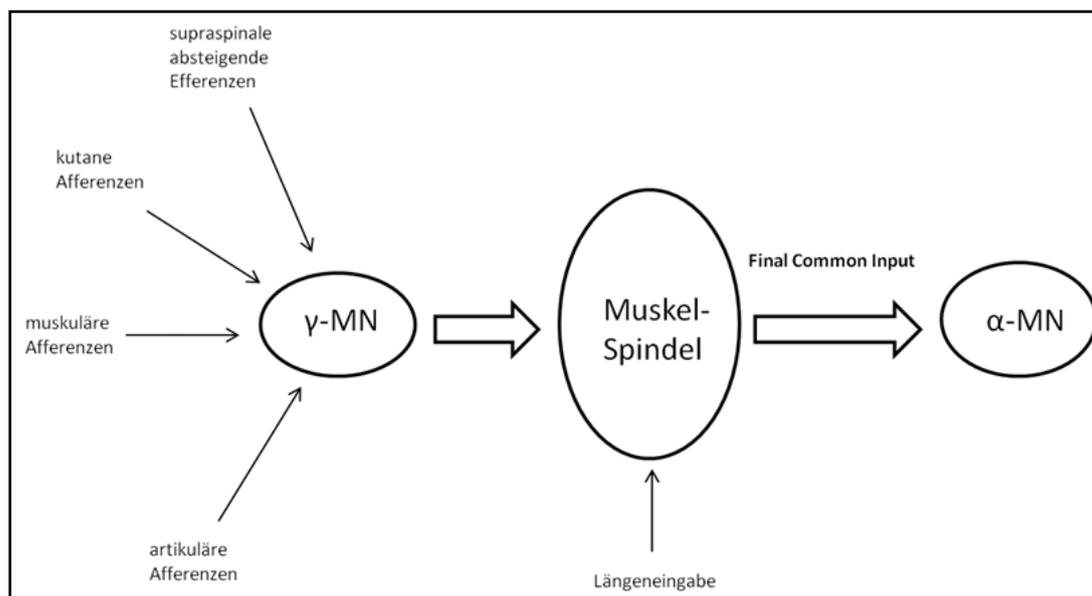


Abb. 9 'Final Common Input Hypothesis' mod. nach Riemann et al. (2002). Dargestellt sind Einflussfaktoren der statischen und dynamischen γ -Motoneuronen und deren Auswirkungen auf die Regulation der Muskelstiffness.

3 POSTURALE KONTROLLE

Die statische und dynamische posturale Kontrolle impliziert das Aufrechterhalten der Körperposition gegen die Schwerkraft oder hinsichtlich einer bestimmte Bewegungsrichtung (Latash, 2013, S. 212). Hierzu ist ein labiles oder stabiles Gleichgewicht⁵ in Bezug auf die aktuelle Unterstützungsfläche zu erhalten oder wiederherzustellen (Hrysomallis, 2011; Stehle et al., 2009, S. 11; Wick, 2009, S. 67).

Da eine stehende Person eine verhältnismäßig kleine Unterstützungsfläche jedoch einen hohen KSP hat, wird sie im Model häufig mit einem umgekehrten Pendel (labiles Objekt) verglichen (Gage, Winter, Frank & Adkin, 2004; Granacher, Mühlbauer & Gruber, 2012; Latash, 2013, S. 212f.).

3.1 POSTUROGRAPHIE

Um die Balanceleistung auf einer Kraftmessplatte (feste Unterstützungsfläche) abzuschätzen wird der `Center of Pressure` (COP) über die Bodenreaktionskräfte erfasst (Stehle et al., 2009, S. 59). Dieser spiegelt den resultierenden Kraftangriffspunkt (gewichtetes Mittel aller Druckbelastungen der Kontaktfläche) wieder, der auf den Körper wirkt (Palmieri, Ingersoll, Stone & Krause, 2002). Über die Koordinaten des COP im Bezugssystem der Kraftmessplatte können die Kraftvektoren, die Kraftmomente und der Hebelarm ausgehend vom Mittelpunkt des Koordinatensystems dreidimensional berechnet werden (Abb. 10)(Latash, 2013, S. 295). Indem die Schwankung des COP in anterior-posteriorer (AP) und medio-lateraler (ML) Richtung im Zeitverlauf bestimmt wird, lassen sich weitere Parameter wie die Spurlänge oder die Schwankungsfläche, die COP- Amplitude (Peak to Peak; Quadratwurzel) oder die COP Geschwindigkeit ableiten (Palmieri et al., 2002; Stehle et al., 2009, S. 59).

Begrifflich spiegelt die statische Balance die Fähigkeit wider, eine aufrechte Körperposition mit geringer Schwankung des COP gegen die Schwerkraft zu realisieren und die momentane Unterstützungsfläche aufrechtzuerhalten (Hrysomallis, 2011; Stehle et al., 2009, S. 8).

Die dynamische Balance impliziert dagegen den Erhalt, das Wiederherstellen oder das Einnehmen einer stabilen Position während oder nach einer Handlung (Hrysomallis, 2011; Liu et al., 2013).

⁵ In Anlehnung an die mechanische Gleichgewichtsdefinition für starre Körper besteht ein metastabiles Gleichgewicht, wenn sich der KSP über der Unterstützungsfläche befindet. In einem labilen Gleichgewichtszustand befindet sich der KSP zeitweise außerhalb der Unterstützungsfläche (Wick, 2009, S. 67).

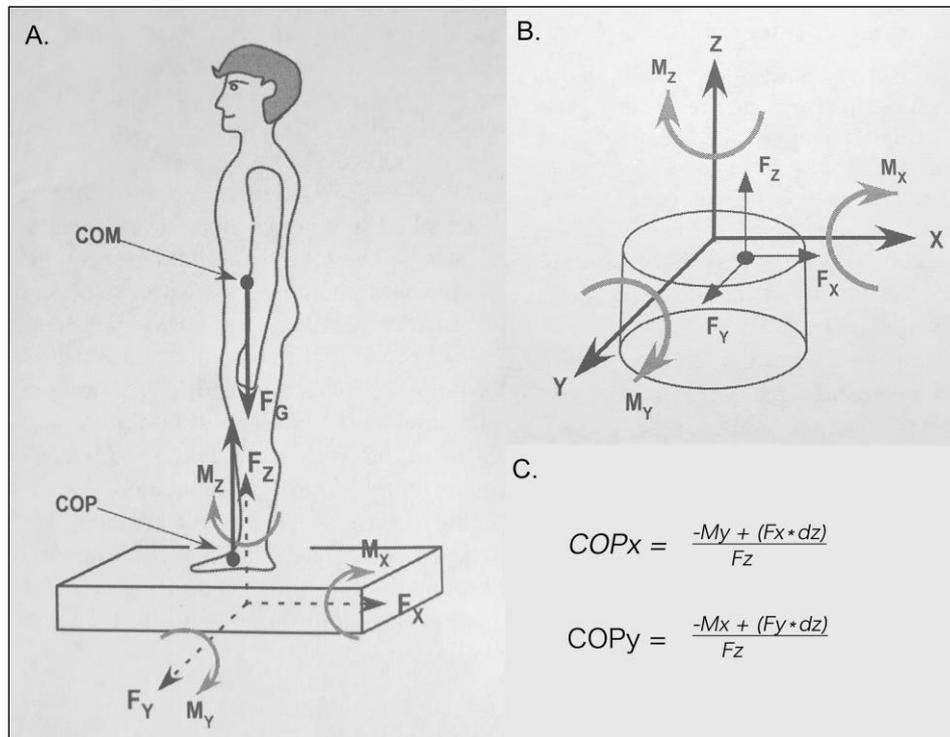


Abb. 10 Posturographische Analyse mod. nach Latash (2013).

Schematische Darstellung einer Kraftmessung beim Aufrechterhalten der Standposition (A.) (Latash, 2013, S. 295). Die drei Kraftvektoren (F_x , F_y und F_z) und die drei Kraftvektormomente (M_x , M_y und M_z) werden über einen Kraftsensor erfasst (B.) (Latash, 2013, S. 294). Der COP resultiert aus der dargestellten Formel (C.) wobei F = Kraftvektor, M = Kraftmoment und dz = Hebelarm als zweidimensionale Scherkraft (z Achse) ausgehend vom Mittelpunkt des Koordinatensystems ist (Latash, 2013, S. 295).

Die Kompensation umweltbedingter Störungen (instabile Untergründe, externe Perturbationen) sowie die Objektkontrolle und die Lokomotion werden hier vom Terminus eingeschlossen (Alpini, Hahn & Riva, 2008; Bardy, 2003; Gribble, Robinson, Hertel & Denegar, 2009). Demnach wird im Gegensatz zur statischen Balance die dynamische Balance neben der Schwerkraft stärker durch äußere Kräfte (Fliehkraft, Trägheitskraft, Reibung etc.) beeinflusst (Stehle et al., 2009, S. 8).

3.2 LANDEKONTROLLE

Um einbeinige Landungen mechanisch zu kompensieren muss möglichst viel kinetische Energie absorbiert und der KSP mit möglichst geringen Schwankungen gegen die Schwerkraft stabilisiert werden (Huurnink, Fransz, Kingma, Boode & van Dieën, 2019; Wikstrom, Tillman, Schenker & Borsa, 2008).

Die Evaluation der posturalen Landekontrolle nach vertikalen Niedersprüngen (variable Landehöhe) (Carcia, Kivlan & Scibek, 2011; Delahunt, Monaghan & Caulfield, 2006; Fransz, Huurnink, de Boode, V. A, Kingma & van Dieën, 2015; Huurnink et al., 2019; Saunders,

Hanson, Koutakis, Chaudhari & Devor, 2014) frontal ausgerichteten Landungen (variable Sprungweiten und Sprunghöhe) (Butcher-Mokha, Jacobs, Kimitake & Ludwig, 2006; Gribble, Mitterholzer & Myers, 2012; Liu & Heise, 2013; Pau et al., 2018; Ross, Guskiewicz & Yu, 2005; Wikstrom et al., 2008) sowie nach lateralen/diagonalen Landungen (variable Sprungweite und Sprunghöhe) ist weit verbreitet.

Neben der Analyse des COP-Schwankungsverhaltens, stellen die 'time to stabilization' (TTS) und der 'dynamic postural stability index' (DPSI) standardisierte Parameter zur Bestimmung der posturalen Landekontrolle dar (Fransz et al., 2015; Gribble, Mitterholzer et al., 2012; Huurnink et al., 2019; Malmir et al., 2019; Wikstrom et al., 2008; Williams et al., 2016).

Über die TTS wird bestimmt, wie viel Zeit nach der Landung benötigt wird, um einen stabilen Zustand wiederherzustellen. Dabei existieren eine Vielzahl unterschiedlicher TTS Berechnungsverfahren hinsichtlich des Signalinputs (vertikal, AP, ML), der Signalfilterung sowie der Schwellensetzung (stabiler Zustand) (Fransz et al., 2015). Des Weiteren ist zu berücksichtigen, dass unterschiedliche Definitionen zum Erreichen einer 'stabilen Position' vorliegen (Fransz et al., 2015).

Zur Berechnung des DPSI werden die Schwankungen der Bodenreaktionskräfte (quadratische Abweichung) um definierte Grenzwerte in vertikaler und horizontaler Richtung in einer bestimmten Zeitspanne erfasst (8.4.1.1) (Huurnink et al., 2019; Wikstrom, Tillmann, Smith & Borsa, 2005). Bezogen auf die Richtung der Bodenreaktionskräfte stellt der DPSI im Gegensatz zur TTS einen übergreifenden Parameter dar, der gleichsam von den horizontalen- und vertikalen Bodenreaktionskräften abhängt (Wikstrom, Tillmann et al., 2005). Daneben ist die Messdauer von ca. 3-10 Sekunden (DPSI) im Vergleich zu ca. 20-60 Sekunden (TTS) wesentlich kürzer und damit besser auf sportartspezifische Landungen übertragbar (Wikstrom et al., 2008).

Der DPSI und der TTS weisen in vielen Fällen keinen korrelativen Zusammenhang auf, da der DPSI die Auftreff-/Dämpfungsphase ($< 0,4$ Sek nach initialem Bodenkontakt) stärker gewichtet (Huurnink et al., 2019; Malmir et al., 2019). Die TTS hingegen schätzt vorrangig die Fähigkeit ab Körperbewegungen $> 0,4$ Sek nach initialem Bodenkontakt zu minimieren, weshalb teilweise Zusammenhänge mit statischen Balanceleistungen bestehen (Huurnink et al., 2019).

3.3 NEUROMUSKULÄRE ASPEKTE

Die statische und dynamische Balance hängt von räumlich und zeitlich abgestimmten neuromuskulären Synergien ab (automatisierte Feed-Back und Feed-Forward Regulation) und ist fertigkeitsspezifisch ausgeprägt (Diez, 2000, S. 18; Latash, 2013, S. 220; Schomburg, 2000, S. 40, 47; Ting & McKay, 2007).

Aufgrund eines divergenten sensomotorischen Anforderungscharakters besteht kein genereller Transfer einer Gleichgewichtsfähigkeit auf unterschiedliche Balancefertigkeiten (Baumgart, Hoppe & Freiwald, 2016; Giboin et al., 2015; Kramer & Giboin, 2019; Kümmel et al., 2016; Mersmann, S., Schwedler & Janshen, 2009; Schubert et al., 2008).

Ebenso existiert kein genereller Zusammenhang zwischen der statischen Balanceleistung und der posturalen Landekontrolle (Ringhof & Stein, 2018).

Die Spezifik von Balanceaufgaben hängt vom Typ der Standfläche (Dämpfungseigenschaften, Freiheitsgrade, Hebelverhältnisse), der Bewegungsgeschwindigkeit, der Bewegungsamplitude, von Zusatzlasten sowie von sensorischen Informationen (visuelle, propriozeptive, taktile der vestibulären Deprivation) ab (Giboin et al., 2015; Horak, Henry & Shumway-Cook, 1997; Ritzmann et al., 2015; Stehle et al., 2009, S. 96–102; Zech & Hübscher, 2012). Daneben beeinflusst das Körpergewicht und die Körpergröße die Balanceleistung wohingegen geschlechtsspezifische Einflüsse unklar sind (Paillard, 2012, 2017b).

Athleten aus unterschiedlichen Sportarten weisen Leistungsdifferenzen auf (Bressel, Yonker, Kras & Heath, 2007; Hrysomallis, 2011; Schwesig et al., 2009; Vuillerme et al., 2001).

Die sportartspezifische sensomotorische Prägung (intra- und intermodale ZNS Plastizität) zeigt sich dadurch, dass die Stützmotorik an die Zielmotorik und die Umweltbedingungen der jeweiligen Sportart angepasst sind (Adkins, Boychuk, Remple & Kleim, 2006; Paillard, 2017a; Schwesig et al., 2009). So weisen etwa Turner und Fußballspieler im Vergleich zu Schwimmern oder Basketballspielern eine erhöhte statische Balance auf (Hrysomallis, 2011).

Auch bei vertikalen und lateralen Landungen zeigen sich Unterschiede zwischen Turnern und Schwimmern (Ringhof & Stein, 2018) sowie zwischen Basketball-, Fußball-, und Volleyballspielern (Butcher-Mokha et al., 2006). Insgesamt zeigen Sportler im Vergleich zu Nichtsportlern gesteigerte statische Balanceleistungen, worin sich eine gewisse Generalisierbarkeit eines Balancetransfers mit steigendem Leistungsvermögen andeutet (Hrysomallis, 2011; Ringhof & Stein, 2018; Wahl & Behm, 2008).

Diese These wird dadurch gestützt, dass innerhalb einer Athletenpopulation das Kompensationsverhalten beim statischen und dynamischen Balancieren vom Wettkampfniveau abhängt (Gautier, Thouvarecq & Larue, 2008; Lin, Lin, Hsue & Su, 2014;

Paillard & Noè, 2006; Pau, Ibba & Attene, 2014; Rein, Fabian, Zwipp, Rammelt & Weindel, 2011; Ricotti, Rigosa, Niosi, Menciassi & Ermentrout, 2013).

Hinsichtlich der statischen Balanceleistung stellt das Kraftniveau der unteren Extremitäten bei gesunden Personen und Sportlern keinen leistungslimitierenden Faktor dar (Giboin, Gruber & Kramer, 2019; Granacher & Gollhofer, 2011; Mühlbauer, Gollhofer & Granacher, 2013, 2015).

Allerdings ist eine extrem geringe Kraftausprägung etwa bei Untrainierten und älteren Personen mit einem Leistungsrückgang verbunden (Paillard, 2017b).

Bezogen auf die Muskeltypologie profitieren bei statischen Aufgaben vorwiegend Personen mit einem verhältnismäßig großen Anteil an ermüdungsresistenten Typ I Fasern (Paillard, 2017a), wohingegen Personen mit einem größeren Typ II Faseranteil bessere Leistungen in dynamischen Aufgaben etwa unter künstlich evozierten Perturbationen zeigen (Miller, Heath, Dickinson & Bressel, 2015).⁶

Bei dynamischen Balanceaufgaben oder Landungen können kurzzeitig hohe vertikale und horizontale Bodenreaktionskräfte auftreten.

Daher ist zur Bewältigung dynamischer Balanceaufgaben unter externen Perturbationen ein großer Explosivkraftanteil insbesondere in der initialen Phase (< 100ms) wichtig, wohingegen die spätere Kraftentwicklung (>100-200ms) und die Maximalkraft weniger bedeutsam sind (Carcia et al., 2011; Paillard, 2017b).

Innerhalb bestimmter Testaufgaben kann allerdings neben der Explosivkraft auch der Einfluss der Maximalkraft zunehmen. So stellt im 'Y Balance Test', der auch zur Abschätzung der dynamischen posturalen Kontrolle eingesetzt wird, das Kraftniveau der Unter- und Oberschenkelmuskulatur einen leistungslimitierenden Faktor dar (Hoch, Gaven & Weinhandl, 2016; Inque et al., 2015; Lee, Kang, Lee & Oh, 2015; Wilson et al., 2018). Ebenso wurde bei gesunden Probanden ein Zusammenhang zwischen der posturalen Landekontrolle (DPSI) und der Kraftproduktion der Ober- und Unterschenkelmuskulatur nachgewiesen (Williams et al., 2016).

⁶ Da Untrainierte und ältere Menschen einen geringeren Anteil an Typ II a und Typ II x Fasern haben (Granacher, 2004, S. 57f.) und daher ein unzureichendes explosiv- und Maximalkraftniveau aufweisen (Granacher, 2004, S. 62, 66; Izquierdo, Aguado, Gonzalez, Lopez & Häkinnen, 1999), steigt das Sturzrisiko in dieser Population (Granacher, Mühlbauer & Gruber, 2012; Horlings, van Engelen, B. G. M., Allum & Bloem, 2008; Paillard, 2017b).

3.4 GELENKMECHANISCHE ASPEKTE

Je nach Bewegungsrichtung wird die posturale Landekontrolle von funktionsanatomischen Faktoren beeinflusst (Fleischmann, Gehring, Mornieux & Gollhofer, 2011; Maeda et al., 2016).

Im Gegensatz zu vertikalen und frontalen Landungen, die mechanisch über die sagittale Ebene kompensiert werden, erfordern laterale und diagonale Landungen zusätzlich die Kontrolle in der frontalen Ebene (Fleischmann et al., 2011).

Aufgrund der mechanischen Zugrichtung der sprunggelenkstabilisierenden Muskulatur ist die exzentrische Kraftproduktion bei vertikalen und vorwärts gerichteten Landungen besser über die Dorsalflexion zu kontrollieren als bei lateralen Landungen über eine kompensatorische Plantarflexion, Eversion, Außenrotation (Fleischmann et al., 2011; Hertel, 2002). Dadurch steigt der koordinative Schwierigkeitsgrad bei lateralen Landungen an (Wikstrom et al., 2008).⁷

Neben den oben genannten Aspekten beeinflusst die Beweglichkeit des Unterschenkels die statische Balance und die posturale Landekontrolle bei Patienten nach Verletzung des Sprunggelenks (Fong, Blackburn, Norcross, McGrath & Padua, 2011; Hoch & Mc Keon, 2011; Hoch, Farwell, Gaven & Weinhandl, 2015; Maeda et al., 2016).

Eine verringerte Dorsalflexion des oberen Sprunggelenks tritt häufig als Folge von Sprunggelenksverletzungen auf und gilt als Risikofaktor für Folgeverletzungen (Hoch et al., 2015; Murphy et al., 2003; Noronha et al., 2006; Willems et al., 2005). Als Ursachen hierfür gelten ein unvollständiger Kontakt der Gelenkflächen des oberen Sprunggelenks durch anteriore Verschiebung, vermindertes posteriores Gleiten des Talus sowie die adaptive Verkürzung des M. trizeps surae (Hoch et al., 2015).

Untersuchungen zeigen, dass eine verringerte Beweglichkeit des Sprunggelenks zu einer kompensatorischen Vergrößerung der Knie- und Hüftflexion führt, um verletzungsrisikante Bodenreaktions- und Scherkräfte am Kniegelenk zu reduzieren (Fong et al., 2011). So landen Personen mit verringerter Beweglichkeit des Sprunggelenks unter erhöhten Bodenreaktionskräften in vergleichsweise aufrechter Position, was das Auftreten von Scherkräften erhöht (Aerts, Cumps, Verhagen, Verschueren & Meeusen, 2013; Shimokochi, Ambegaonkar, Meyer, Lee & Shultz, 2013).

Darüber hinaus besteht ein Zusammenhang zwischen einer verringerten Beweglichkeit und der einbeinigen Reichweite ('Y Balance Test') bei Personen nach Verletzungen des Sprunggelenks (Hoch, Staton, M. McKeon, M. & McKeon, 2012; Hoch et al., 2016). Ebenso

⁷ Die Sensitivität (Messparameter TTS) steigt beim Leistungsvergleich von Kniepatienten und gesunden Personen bei lateralen Landungen im Vergleich zu frontalen Landungen an (Patterson & Delahunty, 2013).

gibt es Hinweise, dass Dehnung sowie manuelle und maschinelle Mobilisation des Sprunggelenks die posturale Landekontrolle (DPSI) bei gesunden Probanden (Maeda et al., 2016) und die statische Balance bei Patienten nach Sprunggelenksverletzungen verbessern (Hoch & Mc Keon, 2011; Hoch et al., 2016; Vallandingham, Gaven & Powden, 2019).

3.5 ASPEKTE DER BEWEGUNGSVARIABILITÄT

Die Bewegungsvariabilität hängt davon ab, eine Vielzahl an Freiheitsgraden so zu organisieren, dass eine motorische Aufgabe konstant realisiert werden kann (dynamischer systemtheoretischer Ansatz) (Davids, Glazier, Arajo & Bartlett, 2003; Stergiou, 2004, S. 29-31) Gleichzeitig spiegelt sich hierin eine grundlegende Funktion und Notwendigkeit des sensomotorischen Systems wider, flexibel auf motorische Anforderungen zu reagieren. Preatoni (2013) gehen von einer doppelten Bedeutung aus:

- „(1) It is an unwanted error which impedes a simple description of the actual individual status through standard approaches. Moreover, it hinders the detection of the small inter-individual differences or intra-individual changes that often characterise the sports domain. At the same time,
- (2) MV [Movement Variability, FI] reflects the inherent functional features of the neuromuscular system and may contain important information that should not be neglected.“ (Preatoni et al., 2013).

Beim Erwerb motorischer Fertigkeiten verringert sich die Bewegungsvariabilität bis ein verhältnismäßig stabiles Niveau erreicht ist, wobei eine zu große oder zu geringe Variabilität leistungsmindernd ist (Birklbauer, 2006, S. 339; Schmidt & Lee, 2011, S 331ff.; van Ryssegem, 2014). Allerdings zeigen Experten in bestimmten Situationen sogar eine größere Bewegungsvariabilität als Novizen, da sie über eine Steigerung der Bewegungsvariabilität effizienter auf interne und externe Veränderungen reagieren können⁸ (Davids et al., 2003; van Ryssegem, 2014).

⁸ In einer Studie von Davids et al. (2003) fällt die mittlere und maximale COP Geschwindigkeit beim Einbeinstand (geschlossene Augen) bei gesunden Probanden höher aus als von Kreuzbandpatienten (verletztes und unverletztes Bein) (Davids, Kingsbury, George, O'Connell & Stock, 1999). Die Autoren begründen die Ergebnisse dadurch, dass die Beeinträchtigung propriozeptiver Signale und das Fehlen optischer Informationen zu einer Einschränkung des Kompensationsrepertoires zur Aufrechterhaltung der Balance führte. Bei geöffneten Augen zeigten sich entgegengesetzte Ergebnisse. Die Autoren schlussfolgern, dass das Kreuzbandpatienten aufgrund des beeinträchtigten propriozeptiven Inputs verstärkt optische Signale integrieren müssen, was den 'postural sway' im Vergleich zu Gesunden vergrößert (Davids, Kingsbury, George, O'Connell & Stock, 1999).

Obwohl in der Literatur postuliert wird, dass eine verhältnismäßig große Bewegungsvariabilität (z.B. erhöhter 'postural sway') Instabilität repräsentiert, besteht ein anderer Erklärungsansatz darin, dass unter bestimmten Umständen exploratives Verhalten gezielt eingesetzt wird, um Stabilität innerhalb eines posturalen Problems zu generieren (Davids et al., 2003; Palmieri et al., 2002).

In diesem Zusammenhang ist zu berücksichtigen, dass die Bewegungsvariabilität zwar mit einer Veränderung kinetischer und kinematischer Technikparameter verbunden ist, hierdurch aber nicht zwangsläufig der zielmotorische Output verändert werden muss (Preatoni et al., 2013).

Umgekehrt ist eine geringe Variabilität des zielmotorischen Outputs nicht zwangsläufig mit einer geringen Bewegungsvariabilität gleichzusetzen, da möglicherweise eine kompensatorische Technikänderung (Anstieg der Bewegungsvariation) den zielmotorischen Output konstant hält (Mulder, 2007, S. 172; Stergiou, 2004, S. 25).

Treten jedoch zu starke Technikänderungen etwa unter körperlicher Ermüdung auf ist die Änderung des zielmotorischen Outputs nicht zu vermeiden (Enoka & Duchateau, 2008; Knicker, Renshaw, Oldham & Cairns, 2011).

4 BELASTUNGSINDUZIERTE ERMÜDUNG

Intensive Muskelkontraktionen führen im zeitlichen Verlauf zur Abnahme der neuromuskulären Kraftproduktion (Gandevia, 2001).

Die hieraus resultierende Abnahme der Leistung ist auf veränderte neuronale Planungs-, Ausführungs- und Kontrollprozesse auf peripherer und zentraler Ebene des sensomotorischen Systems zurückzuführen (Phillips, 2015; Taylor, Todd & Gandevia, 2006; Taylor et al., 2016).

Die Bezeichnung 'Periphere Ermüdung' bezieht sich auf belastungsinduzierte Prozesse, die distal der motorischen Endplatte ablaufen (Gandevia, 2001)(vgl. Kap. 4.3).

'Zentrale Ermüdung' geht mit einer Reduktion der willkürmotorischen Motoneuronen-Aktivierung einher (voluntary activation, VA⁹) wobei Veränderungen die spinale und supraspinale Ebene betreffen (Phillips, 2015; Todd, Taylor & Gandevia, 2003)(vgl. Kap. 4.2).

In den folgenden Abschnitten werden grundlegende Erklärungsmodelle belastungsinduzierter Ermüdung erörtert sowie Ermüdungsmechanismen auf zentraler und peripherer Ebene dargestellt.

4.1 MODELLE BELASTUNGSINDUZierter ERMÜDUNG

Belastungsinduzierte Ermüdung basiert in klassischen Modellen wie dem 'cardiovascular / anaerobic / catastrophic model of exercise performance' (Abb. 11), welches auf Hill et al. (1924) zurückgeht, auf limitierenden physiologischen Prozessen, die ursächlich für eine Leistungsminderung oder die zeitliche Begrenzung einer sportlichen Aktivität sind (Hill, Long & Lupton, 1924; Noakes, 2012; Phillips, 2015, S. 7–10).

Das Model impliziert, dass der muskuläre Sauerstoffbedarf unter körperlicher Beanspruchung höher ist als die Deckung des Sauerstoffbedarfs über das Herzminutenvolumen (Noakes, 2012). In Folge einer verstärkten anaeroben ATP Resynthese entsteht demnach eine intramuskuläre metabolische Azidose, die Einschränkung der kontraktile Funktion (Arbeitsmuskulatur) sowie der Beginn einer myokardialen Ischämie (Noakes, 2012). Um eine schädigende Überlastung zu verhindern, wird über einen Regler (Herz/Gehirn) die myokardiale Leistung reduziert und der Sauerstofftransport zur Arbeitsmuskulatur limitiert (Begrenzung der sportlichen Aktivität) (Noakes, 2012).

⁹ VA: Es handelt sich um das Ausmaß willkürmotorischer Aktivierung der Arbeitsmuskulatur und wird mittels Interpolation eines supramaximalen elektrischen Impulses (motorischer Nerv) z.B. innerhalb einer isometrischen Maximalkraftmessung (maximal voluntary isometric contraction, iMVC) gemessen (Todd, Taylor & Gandevia, 2003).

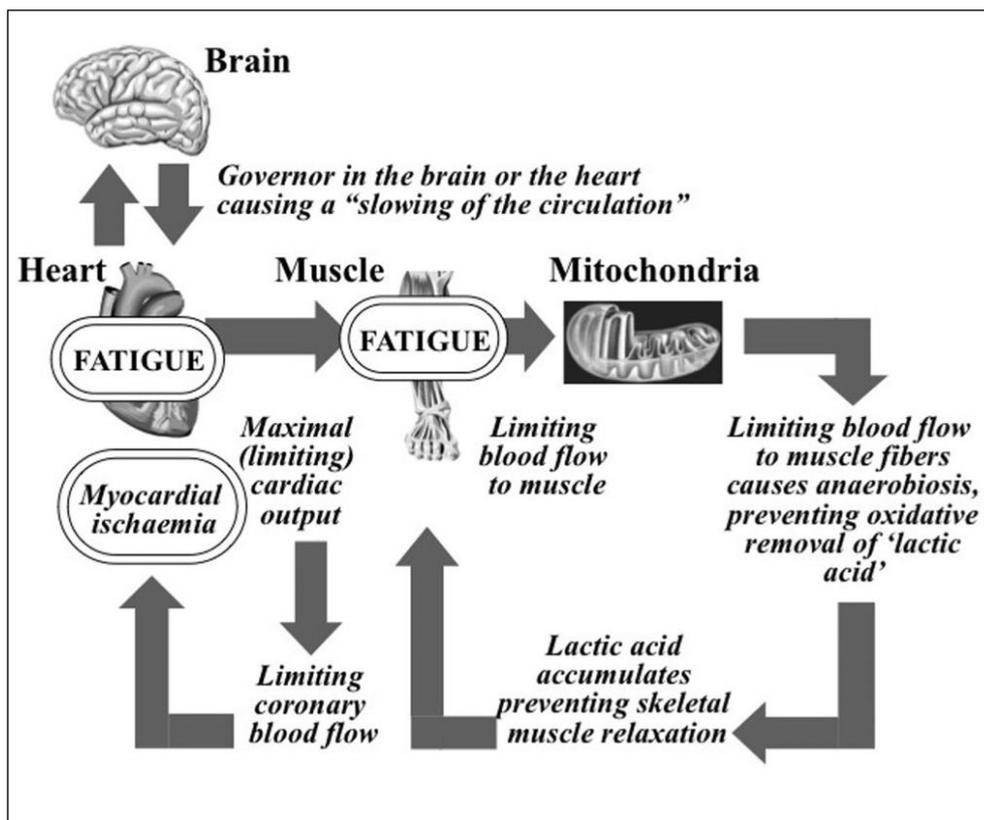


Abb. 11 'Cardiovascular, anaerobic, catastrophic model of exercise performance' (Noakes, 2012).

Begrifflich wird hervorgehoben, dass eine Störung der Homöostase auf peripherer und/oder zentraler Ebene den kardiovaskulären und neuromuskulären Output reduziert. Der Bedarf eines oder mehrerer Subsysteme übersteigt die vorhandene Kapazität und verursacht eine Störung der Homöostase (St Clair Gibson & Noakes, 2004).

Für die Homöostase bedeutsam sind unterschiedliche Formen der Energiebereitstellung und Verfügbarkeit von Substraten (vgl. Kap. 4.3.4) sowie kardiovaskuläre, respiratorische, thermoregulative und hormonelle Veränderungen (Edwards & Polman, 2012, S. 57–60; Noakes, 2011).

4.1.1 LIMITATIONSMODELLE

Aus dem ursprünglichen Erklärungsmodell von Hill et al. (1924) gingen eine Vielzahl weiterer sog. Limitationsmodelle hervor, die jedoch im Gegensatz zum ursprünglichen Modell nicht das Paradigma eines im Gehirn befindlichen Kontrollreglers postulieren (Noakes, 2011).

So wird im 'peripheren Fatigue-Modell' und 'zentralen Fatigue-Modell' die Limitierung sportlicher Leistung ausschließlich durch belastungsinduzierte Veränderungen auf peripherer Ebene

erklärt, weil sie direkt (periphere Fatigue) oder indirekt (zentrale Fatigue) über afferente Signale Einfluss auf den motorischen Output nehmen (Noakes, 2011; St Clair Gibson & Noakes, 2004). Zum Einen, um durch eine Reduktion des motorischen Outputs eine Schädigung eines bestimmten Systems zu verhindern und zum Anderen, um die Zielbewegung trotz Ermüdung weiterzuführen (Steigerung motorischer Output) (Amann & Calbet, 2008; Amann & Dempsey, 2008; Dempsey, Amann, Romer & Miller, 2008; Gandevia, 2001; Hopkins, 2009; Levine, 2008; Taylor, Komi & Nicol, 2008; Westerblad, Bruton & Katz, 2010).

Limitationsmodelle werden allerdings kritisch hinsichtlich folgender Aspekte diskutiert:

- Eine gesteigerte periphere Ermüdung führt zu einer zusätzlichen Rekrutierung motorischer Einheiten, um einen ermüdungsbedingten Kraftverlust zu kompensieren (Taylor & Gandevia, 2008). Demnach müssten unter fortschreitender Ermüdung schrittweise ungenutzte Muskelfasern rekrutiert werden bis eine vollständige Rekrutierung erreicht ist. Eine zusätzliche Rekrutierung würde die periphere Ermüdung (metabolische Störung/Azidose) verstärken, was widersprüchlich erscheint (Noakes, 2011; Phillips, 2015, S. 8; St Clair Gibson & Noakes, 2004).
Demgegenüber zeigen Untersuchungen, dass bei langanhaltenden submaximalen Kontraktionen lediglich ca. 35-50% und bei maximalen Kontraktionen ca. 60% der Muskelfasern rekrutiert werden und ein Leistungsrückgang bereits vor der vollständigen Rekrutierung auftritt (Noakes, 2012).
- Es wird bezweifelt, dass die kardiale Leistung der primäre limitierende Faktor unter allen (auch kurzen hochintensiven) Formen neuromuskulärer Ausbelastung, ist. Dieser müsste immer in einem maximalen Bereich liegen und die leistungsstärksten Athleten den höchsten kardialen Output sowie die größte VO_{2max} aufweisen (Noakes, 2012).
- Entgegen klassischer Erklärungsmodelle bewirken selbst maximale Beanspruchungen keine koronare Ischämie und limitieren daher nicht die kardiale Leistung (Noakes, 2012; Phillips, 2015, S. 7).
- Das subjektive Beanspruchungsempfinden ist eher eine Funktion der relativen Belastungsdauer als der Belastungsintensität (Noakes, 2011).
- Die Annahme, dass eine hohe intramuskuläre Laktatkonzentration die kontraktile Kapazität der Arbeitsmuskulatur verringert, ist weitestgehend widerlegt (Allen, Lamb & Westerblad, S. 16; Kenney et al., 2015, S. 137f.; Phillips, 2015, S. 59).

4.1.2 'CENTRAL GOVERNOUR MODELL', PACING UND COPING

Im Gegensatz zu Limitationsmodellen, die eine Verringerung des motorischen Outputs ausschließlich auf den Abbau von Substraten, den Anstieg an Metaboliten oder die O₂ Transportkapazität zurückführen, entwickelte Noakes et al. (2004) das 'Central Governor Model of Exercise Regulation' (Abb. 12), welches Ermüdung als Teil einer antizipatorischen Steuerung aller beteiligten physiologischen Systeme begreift (Marino, 2011). Das Ziel ist die Aufrechterhaltung eines bestimmten Zellmilieus (Homöostase) unabhängig von Dauer, Intensität und Umgebung (Edwards & Polman, 2012, S. 60; Thompson, 2014, S. 14).

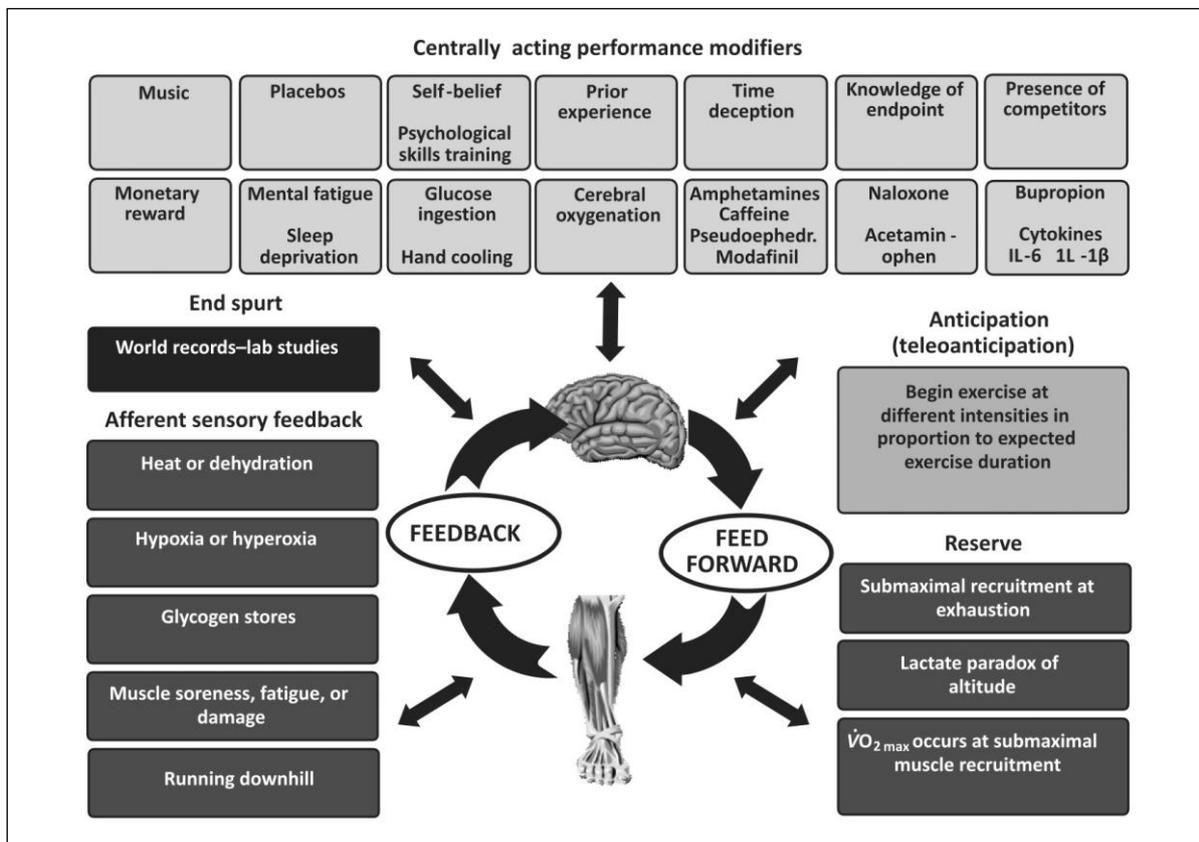


Abb. 12 'Central Governor Model of Exercise Regulation' (Noakes, 2012).

Das Modell basiert auf einem sog. 'central governor', der antizipatorisch die neuromuskuläre Aktivierung zu Beginn und während körperlicher Belastung steuert (Noakes, 2012). Terminologisch wird dieser Prozess als Pacing umschrieben und fasst somatosensorische Afferenzen und psychische Faktoren als zentral wirksame Leistungsfaktoren zusammen (Edwards & Polman, 2012; Noakes, 2012).

Hierzu zählen: Das Ausmaß mentaler Ermüdung, der physiologische Erholungs- bzw. Vorbelastungszustand, Motivation und mentale Wettkampfvorbereitung, Vorerfahrungen hinsichtlich des Belastungstyps, Selbstvertrauen, monetärer Anreiz, Kenntnis über den

Endpunkt der Belastung, Einfluss von Mitbewerbern, chemische Stimulanzen und Analgetika (Noakes, 2012; Tucker, 2009).

Die Integration somatosensorischer Informationen bezieht sich auf die arterielle und zerebrale Oxygenierung und Akkumulation von Metaboliten, die Größe der intramuskulären Glykogenspeicher, den Hydrationsstatus und thermoregulative Faktoren, das Ausmaß des 'muscle damage'¹⁰ und Muskelschmerzen sowie visuelle Einflüsse (Noakes, 2012; Tanaka, Shigihara & Watanabe, 2011; Tanaka & Watanabe, 2012).

Aus der Summe somatosensorischer und psychischer Einflüsse wird mittels 'central governor' eine Pacing Strategie entwickelt, in der ein kritisches Level motorischer Intensität (potenzielle Zellschädigung) verhindert wird.

Demnach werden je nach Belastungstyp ab einer Dauer von ca. 30-60 Sek Leistungsreserven gebildet, wenn das Erreichen eines Leistungsmaximums angestrebt wird (Tucker, 2009). Demgegenüber nimmt der Einfluss willkürlichen Pacing bei Belastungen <30-60 Sek ab, da hier die Bildung von Leistungsreserven unnötig ist (Thompson, 2014, S. 84; Tucker, 2009). Pacing erfolgt so lange automatisiert, bis die sensorische Reizstärke (Übelkeit, Unwohlsein, Durst, Überhitzung, Stress) eine bestimmte Schwelle übersteigt und bewusstes Handeln (Anpassen der Intensität) verlangt (Edwards & Polman, 2012, S. 65; Tucker, 2009).

Nach Edwards et al. (2012) spielen psychologische Faktoren, wie der Umgang des Athleten mit Stress und Störeinflüssen sowie Selbstbewusstsein und eine hohe Leistungsbereitschaft eine leistungslimitierende Rolle. Umgekehrt zeigen sich Leistungseinbußen bei niedriger Stresstoleranz, negativer Einstellung und Lustlosigkeit, Versagensangst und Konzentrationsschwächen (Edwards & Polman, 2012, S. 65).

Der Begriff Coping impliziert in diesem Zusammenhang die Stressbewertung und Regulation im Sinne eines Bewältigungsprozesses, in dem Unwohlsein, Schmerz und negative Gedanken kontrolliert werden (Edwards & Polman, 2012, S. 66).

Beim Coping ist entscheidend, ob die zu bewältigende sportliche Aufgabe herausfordernd und nutzbringend ist (positive Emotionen, geringes Stresslevel) oder ob sie als potenziell

¹⁰ Zum Begriff 'muscle damage': Intensive und insbesondere exzentrische Muskelkontraktionen gehen auf myofaszialer Ebene mit Mikroverletzungen und/oder Deformationen der Z Streifen und funktionellen Einschränkungen von Aktin- Myosin Verbindungen infolge einer Überdehnung der Sarkomere einher (Cardinale, Newton & Nosaka, 2011, S. 179–187; Robineau, Jouaux, Lacroix & Babault, 2012). Betroffen sind insbesondere Typ II Muskelfasern (Cardinale, Newton & Nosaka, 2011, S. 82f.). Die Mikroverletzungen führen zu inflammatorischen Reaktionen und gehen mit einem Anstieg von Kreatinkinase (creatin kinase, CK) und Myoglobin (Mg sowie weiterer Enzyme wie Aldorase, Laktatdehydrogenase und Aspartat-Aminotransferase einher (Cardinale, Newton & Nosaka, 2011, S.180f.).

Daneben können Muskelschmerzen und lokale Schwellungen auftreten (Cardinale, Newton & Nosaka, 2011, S. 181).

schädlich oder schmerzhaft wahrgenommen wird (negative Emotionen, hohes Stresslevel) (Lazarus & Folkman, 1984, S. 141).

Je nach Leistungsreserven (Vorerfahrungen, vertraute Umweltbedingungen, psychologische und physiologische Ausgangslage) und dem Persönlichkeitstyp (extrovertiert vs. introvertiert) steht dem Athleten damit ein Coping Repertoire zur Verfügung, das unterschiedliche Bewältigungsoptionen liefert (Edwards & Polman, 2012, S. 66–67).

Vor dem Hintergrund des oben genannten Regulationssystems (Abb. 11) sind ein faszilatorisches System¹¹ und ein inhibitorisches System¹² zu berücksichtigen, welche den motorischen Output kontextspezifisch erhöhen oder limitieren (Tanaka & Watanabe, 2012; Tanaka, Ishii & Watanabe, 2015). Innerhalb des inhibitorischen Systems regulieren insbesondere der Inselkortex, der anteriore cinguläre Kortex sowie der Thalamus den motorischen Output (Noakes, 2012).

Der Thalamus integriert sensorische Signale und reguliert den Blutdruck (Baroreflex), während im Inselkortex somatosensible, viszerosensible und viszeromotorische Reize verarbeitet werden (Trepel, 2003, S. 233).

Unter subjektiv unangenehmen Belastungen (kurz vor Belastungsabbruch) steigt die zerebrale Durchblutung sowie die Aktivität im Insel- und Motorkortex an (Noakes, 2012). Die gesteigerte Kommunikation der Areale deutet darauf hin, dass diese wichtige Funktionen bei Entscheidungsprozessen unter körperlicher Ermüdung übernehmen (Hilty, Langer, Pascual-Marqui, Boutellier & Lutz, 2011). Dabei scheinen Leistungssportler im Gegensatz zu Untrainierten unangenehme Situationen besser zu tolerieren, da sie eine geringere Aktivität des Inselkortex, des dorsolateralen präfrontalen Kortex und des anterioren cingulären Kortex unter aversiven Bedingungen zeigen (Noakes, 2012; Thompson, 2014, S. 66).

¹¹ Das faszilatorische System umfasst das limbische System, die Basalganglien, den Thalamus, den Frontallappen, den orbitofrontalen Kortex, den dorsolateralen präfrontalen Kortex, den anterioren cingulären Kortex sowie Areale des prämotorischen Kortex und supplementärmotorischen Kortex (Tanaka & Watanabe, 2012).

¹² Das inhibitorische System bestehend aus dem Rückenmark, dem Thalamus, dem sekundär motorischen Kortex, dem Inselkortex, dem anterioren und posterioren cingulären Kortex, dem prämotorischen Kortex und dem supplementärmotorischen Kortex (Tanaka, Ishii & Watanabe, 2015; Tanaka & Watanabe, 2011; Taylor & Gandevia, 2008).

4.2 ZENTRALE ERMÜDUNG

Im folgenden Abschnitt werden Einflussfaktoren und Mechanismen zentralnervöser Ermüdung erörtert.

4.2.1 HYPERTHERMIE

Eine Belastungs- oder klimatisch induzierte Erhöhung der Körpertemperatur (Gehirn/Haut/Körperkern) kann sowohl bei kurzen als auch lang anhaltenden Belastungen zu einer Leistungsabnahme führen (Noakes & St Clair Gibson, 2004).

So verringert sich die zentrale Erregbarkeit und VA, wohingegen die subjektive Beanspruchung ansteigt und leistungsmindernd wirkt (Nybo & Nielsen, 2001; Nybo, 2012).

Zwar verringert sich durch Hyperthermie auf peripherer Ebene nicht die kontraktile Kapazität, jedoch steigt der Metabolismus im Gehirn (Glukose; Laktat; O₂) bei gleichzeitiger Verringerung des zentralen Blutflusses an (Allen, Lamb & Westerblad, 2008; Nybo, Møller, Volianitis, Nielsen & Secher, 2002; Phillips, 2015, S. 97). Der verringerte zentrale Blutfluss ist auf eine limitierte kardiovaskuläre Funktion zurückzuführen, der in Verbindung mit einer möglichen Dehydration sowie einer gesteigerten Durchblutung der Haut (Kühlung) und Arbeitsmuskulatur steht (Allen et al., 2008; Phillips, 2015, S. 97).

4.2.2 NEUROTRANSMITTER

Die zerebral wirksamen Neurotransmitter Serotonin, Dopamin und Noradrenalin regulieren die VA insbesondere unter langen, intensiven Ganzkörperbelastungen bei erhöhter Temperatur (Taylor et al., 2016). Das serotonerge System moduliert das Stimmungs-, Schlaf-, Emotions- und Appetitverhalten wobei die Synthese von Serotonin von der essentiellen Aminosäure Tryptophan, von der Konzentration der BCAA (branched chain amino acids) im Plasma sowie von der Art der Energiebereitstellung abhängt (‘serotonin fatigue hypothesis’) (Millet, Martin, Lattier & Ballay, 2003; Paris et al., 2019; Phillips, 2015, S. 143).

Dopamin hemmt die Synthese von Serotonin, steigert neben dem psychischen Erregungszustand die Motivation und Kognition und beeinflusst die zentrale motorische Kontrolle (Taylor et al., 2016). Noradrenalin erhöht die psychische Erregung, steigert die bewusste Perzeption, aktiviert die Belohnungszentren und reguliert im Zusammenwirken mit Dopamin die sportliche Leistung insbesondere bei steigender Körpertemperatur (Taylor et al., 2016).

4.2.3 ZYTOKINE

Zytokine sind interzelluläre Signalproteine und übernehmen wichtige Funktionen bei immunologischen- und inflammatorischen Reaktionen. Bei langanhaltenden und intensiven Muskelkontraktionen werden durch den Energiestoffwechsel und Mikroverletzungen der Muskulatur ('muscle damage') inflammatorisch wirksame Zytokine freigesetzt (Gandevia, 2001). Interleukin 6 (IL-6), Interleukin 1 (IL-1) sowie der Tumornekrosefaktor (TNF) verursachen Fieberreaktionen, steigern das Müdigkeits- und Erschöpfungsempfinden und führen zu Motivationsverlust (Phillips, 2015, S. 143). Des Weiteren beeinflussen Zytokine das zentrale Dopamin/Serotonin Verhältnis und können somit maßgeblich das Leistungspotenzial verändern (Phillips, 2015, S. 143).

4.2.4 PERIPHERE AFFERENZEN

Unter körperlicher Beanspruchung beeinflussen periphere Afferenzen die Aktivität der Motoneuronen auf spinaler und supraspinaler Ebene (Abb. 13). Dazu zählen Muskelspindelafferenzen (Ia + II), Golgi-Sehnenafferenzen (Ib), mechanosensitive Typ II + III sowie chemosensitive Typ III+IV Afferenzen (Taylor et al., 2008).

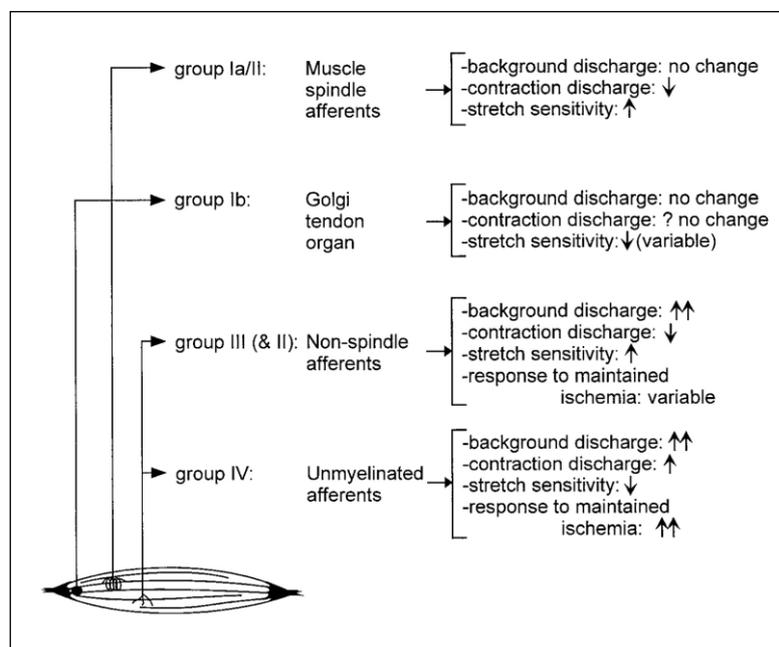


Abb. 13 Einfluss von Muskelafferenzen auf die neuromuskuläre Aktivierung unter ermüdenden Muskelkontraktionen, Dehnung und Ischämie (Gandevia, 2001).

Eine über die GTO vermittelte Ib Inhibition der Motoneurone spielt unter physiologischer muskulärer Beanspruchung eine untergeordnete Rolle (Gandevia, 2001; Taylor et al., 2008). Daher wird dieser Zusammenhang nicht näher erörtert.

4.2.4.1 TYP IA / II REZEPTOREN

Bei isometrischen maximalen Muskelkontraktionen ($\dot{M}VC$) reduzieren 70% der Spindelrezeptoren die Entladungsrate innerhalb einer Minute um etwa 50%, was mit einer schrittweisen Hemmung der α Motoneuronen einhergeht (Gandevia, 2001).

Hierfür werden metabolische und mechanische Ursachen angenommen, die eine Ermüdung der γ Motoneuronen ('intrafusale Ermüdung') bewirken (Gandevia, 2001).

So führt Dehnung und langanhaltende Kontraktionen im Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus (DVZ) zu einer verringerten Widerstandskraft des Muskel-Sehnenkomplexes und damit zu einer geringeren intrafusalen Kontraktionskraft, was wiederum das Ansprechverhalten der Muskelspindeln reduziert (Nicol, Avela & Komi, 2006). Andererseits gibt es Hinweise, dass bei der Akkumulation von Metaboliten (Typ III + IV Input) die Erregbarkeit von γ Motoneuronen erhöht wird und die Ia Sensorik im Sinne einer gesteigerten Aktivierung von Motoneuronen beeinflusst wird (Biro, Griffin & Cafarelli, 2007; Gandevia, 2001).

So zeigt sich zunächst bei langanhaltenden submaximalen Kontraktionen (ca. 30% $\dot{M}VC$) eine initiale Senkung des Ia Einstroms. Allerdings kehrt sich dieser Mechanismus im weiteren Verlauf um und der Ia Einstrom steigt an, um den entstehenden Kraftverlust zu kompensieren (α - γ Koaktivierung) (Gandevia, 2001).

Die Erregbarkeit bleibt in Phasen zentraler Ermüdung erhöht, was dazu führt, dass reflektorische Ia Beiträge vorwiegend über spinale Reflexe und weniger über supraspinale Prozesse (Hirnstamm) vermittelt werden (Biro et al., 2007).

4.2.4.2 TYP II REZEPTOREN

Mechanische, metabolische und inflammatorische Reize beeinflussen die Sensorik und die mechanische Funktion myofaszialer Bindegewebe (Freiwald et al., 2017; Mense, 2010).

Je Belastungstyp und myofaszialer Struktur kann sich die mechanische Spannung und die viskoelastische Eigenschaft des Gewebes verändern, was Auswirkungen auf die Propriozeption und Nozizeption hat (Freiwald et al., 1997; Freiwald et al., 2017, S. 67). So führt intensives und multidirektionales Laufen zur plastischen Verformung ligamentärer und kapsulärer Strukturen des Kniegelenkes (Laxizität) (Baumgart, Gokeler, Donath, Hoppe &

Freiwald, 2015; Freiwald, 2013, S. 216; Johannsen, Lind, Jakobsen & Krøner, 1989; Shultz et al., 2013).

Hierdurch wird die mechanische Führung und Begrenzung der Gelenkbewegung vermindert und die sensorische Funktion im Sinne lokaler Gelenkstabilisation beeinträchtigt (Changela & Ramaprabhu, 2012; Myer, Ford, Paterno, Nick & Hewett, 2008; Rozzi et al., 1999; Shultz, Carcia & Perrin, 2004; Shultz et al., 2015). Auch die Plantarfaszie wird durch intensives Dauerlaufen und Sprünge plastisch verformt, was neben der Senkung des Fußlängsgewölbes die Rigidität bzw. die myotendinöse Stiffness und Stoßdämpfung sowie die Propriozeption beeinflusst (Kelly, Lichtwark & Cresswell, 2015; Shiotani, Mizokuchi, Yamashita, Naito & Kawakami, 2020; Zemková & Hamar, 2014).

4.2.4.3 TYP III+IV REZEPTOREN

Die Mechano-, Chemo- und Thermorezeptoren der freien Nervenenden des Typs III (myelinisiert) und des Typs IV (unmyelinisiert) zeigen geringe Entladungsraten von ca. 1 Hz und sprechen sowohl bei submaximalen als auch dosierungsabhängig bei maximalen und ausreichend langen Muskelkontraktionen an (Mense, 2010; Smith, Martin, Gandevia & Taylor, 2007; Taylor & Gandevia, 2008).

Zur Aktivierung der Typ III+IV Rezeptoren führen hohe mechanische Gewebespannung (Dehnung/Druck) sowie der Anstieg von Kalium (K^+), Laktat und Entzündungsmediatoren wie Histamin, Arachidonsäure und Bradykinin (Blain et al., 2016; Martin, Weerakkody, Gandevia & Taylor, 2008; Sidhu et al., 2018). Daneben führen hohe Konzentrationen an interstitiellen H^+ (positiv geladene Wasserstoffionen), K^+ , Nerve growth factor (NGF), Adenosintriphosphat (ATP) und Capsaicin zur Entstehung nozizeptiver Signale (Mense, 2009).

Chemosensitive Nozizeptoren sprechen bei verhältnismäßig geringer Konzentration an Metaboliten (ATP, Laktat, H^+ Ionen,) sowohl unter niedrigintensiven als auch unter hochintensiven, ischämischen Kontraktionen an (Amann, Sidhu, Weavil, Mangum & Venturelli, 2015; Smith et al., 2007; Taylor & Gandevia, 2008). Um den Einfluss Typ III+IV sensorischer Signale unter muskulären Kontraktionen zu untersuchen werden in Versuchen unterschiedliche Stimulationstechniken wie die 'post-exercise circulatory occlusion' (PECO)¹³, die intramuskuläre Injektion hypertoner Saline (künstliche Schmerzprovokation), sowie die intrathekale Injektion von Fentanyl (Blocken nozizeptiver Signale) angewendet (Amann et al., 2015; Kennedy, McNeil, Gandevia & Taylor, 2016; Sidhu et al., 2017). Die Auswirkungen sind damit jeweils auf einzelne Rezeptortypen beschränkt und erlauben

¹³ Mittels arterieller Okklusion wird nach Belastungsende der ischämische Zustand der Arbeitsmuskulatur aufrechterhalten.

aufgrund des großen biochemischen und mechanischen Reizspektrums keine generalisierten Aussagen unter unterschiedlichen sportlichen Beanspruchungssituationen.

Es ist zu konstatieren, dass sich ein Anstieg Typ III+IV sensorischer Reize auf zentraler Ebene (primärer Kortex, Motorkortex inkl. Output-Zellen und Kortikospinaltrakt) und indirekt auf spinaler Ebene manifestiert (Amann & Dempsey, 2016; Gruet et al., 2014; Martin et al., 2008; Sidhu et al., 2014; Sidhu et al., 2018; Taylor et al., 2016).

Der Einfluss von Typ III+IV Signalen auf die Aktivität des Motorkortex sowie auf die kortikospinale Aktivität (intrakortikale Hemmung) variiert in Abhängigkeit des Kontraktionsmusters, der eingesetzten Muskelmasse (lokal, global), der Art der Muskelgruppe (obere vs. untere Extremitäten), des Bewegungsmodus (offene vs. geschlossene kinetische Kette) sowie der neuromuskulären Vorbelastung (Amann et al., 2015; Gruet et al., 2014; Hilty, Lutz et al., 2011; Kennedy et al., 2016; Sidhu et al., 2017).

Auf spinaler Ebene wird die Aktivität der Motoneurone indirekt über die fusimotorische Regulation (Biro et al., 2007; Nicol et al., 2006), die rekurrente Hemmung (Taylor et al., 2008) sowie über die PSI beeinflusst (Biro et al., 2007; Collins et al., 2018; Perrey, Racinais, Saimouaa & Girard, 2010). Unter Ausdauerbelastungen sind Typ III+IV Signale an der zentral vermittelten kardiovaskulären-, hämodynamischen- (endotheliale Funktion) und ventilatorischen Regulation beteiligt, indem der Blutfluss zur Arbeitsmuskulatur beeinflusst wird (Amann et al., 2010; Amann et al., 2015; Gandevia, 2001; Martin et al., 2008).

Umgekehrt bewirkt eine nozizeptive Blockade (Fentanyl) eine Hypoventilation sowie eine Verminderung des Herzminutenvolumens, was zur Senkung des peripheren Blutflusses und einem vorzeitigen Leistungsabfall führt (Amann et al., 2010, 2011).

Zusammengefasst ist von einer kontextspezifischen Integration der Typ III+IV Signale auszugehen (Abb. 14), die sowohl die neuromuskuläre Kraftproduktion der Arbeitsmuskulatur (peripherere und zentrale Ermüdung) limitiert als auch die Regulation der Herzkreislauf- und Atemfunktion beeinflusst, um einen frühzeitigen Leistungsrückgang zu verhindern (Amann et al., 2015).

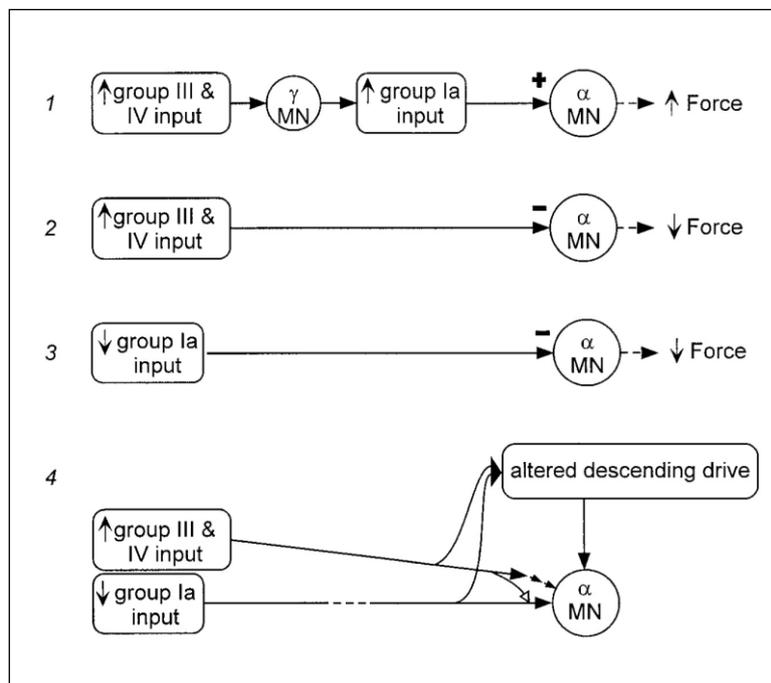


Abb. 14 Exzitatorische und inhibitorische Verschaltung von Typ III+IV Signalen unter ermüdenden Muskelkontraktionen (Gandevia, 2001).

4.2.5 SPINALE ERMÜDUNGSMECHANISMEN

Auf spinaler Ebene wird die neuromuskuläre Erregung (Rekrutierung/Frequenzierung) durch rekurrente Hemmung, durch inhibitorische oder exzitatorische Modulation peripherer Signale sowie durch veränderte efferente Beiträge aus supraspinalen Zentren (central motor drive, CMD) beeinflusst (Abb. 15). Darüber hinaus reduziert sich die Erregbarkeit bei wiederholter Innervation (Gandevia, 2001; Iguchi & Shields, 2012; Taylor et al., 2008).

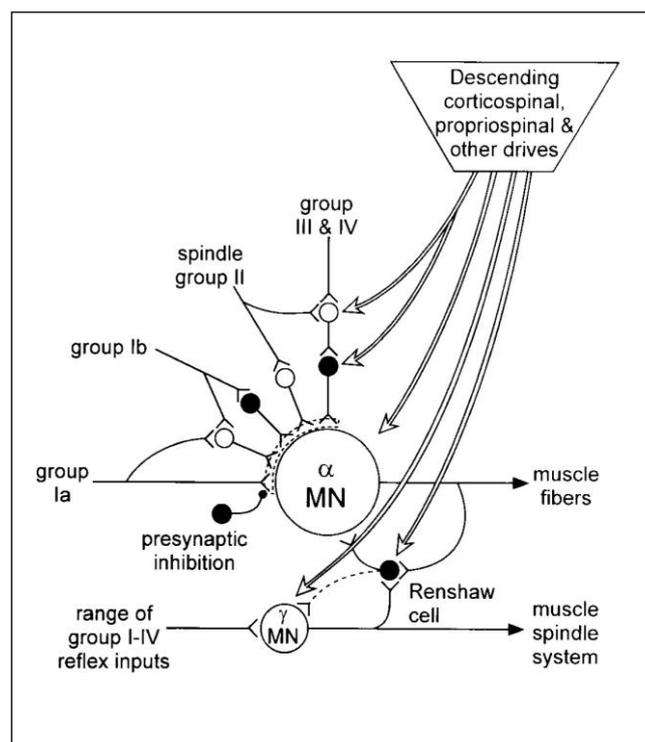


Abb. 15 Integration peripherer und supraspinaler Anteile zur α und γ -Motoneuronenaktivierung eines agonistischen Muskels (Gandevia, 2001). Inhibitorische Neurone sind schwarz dargestellt.

4.2.5.1 MOTONEURONENERREGBARKEIT

Die Erregbarkeit der efferenten Nervenzellen (α Motoneuronen) beeinflusst die Kraftentwicklung im Zielmuskel (Gandevia, 2001). Mittels peripherer Nerv-/Muskelstimulation kann ein Aktivierungsdefizit mittels EMG Analyse erfasst werden (Taylor, 2009; Todd et al., 2003). α Motoneurone sind in der Lage hochfrequent die Muskelzellen zu aktivieren, wenn zwischen den Kontraktionen eine kurze Erholungszeit besteht (intermittierenden Kontraktionen) (Taylor et al., 2008). Bei dauerhafter extra- oder intrazellulärer Stromapplikation oder maximalen isometrischen Kontraktionen reduziert sich hingegen insbesondere bei Typ II Muskelfasern die Impulsrate wohingegen sich die Relaxationszeit

verlängert (Taylor et al., 2016). Folglich muss die Impulsstärke erhöht werden, um ein bestimmtes Aktivierungslevel zu halten (Taylor et al., 2016). Nach der 'muscle wisdom hypothesis' geht man davon aus, dass die Rekrutierung und Frequenzierung der α Motoneurone auf die Kontraktionsgeschwindigkeit der Muskelfasern abgestimmt wird (Gandevia, 2001).

In diesem Zusammenhang wird neben supraspinalen Faktoren (vgl. Abb. 16 und Kap. 4.2) eine reflektorische Inhibition der α Motoneurone, die durch Typ III+IV Signale ausgelöst und mittels PSI auf spinaler Ebene vermittelt werden, diskutiert (Taylor et al., 2016). Unter intensiven Kontraktionen zeigt sich die Entladungsrate insgesamt variabler. So reduzieren einige Motoneuronen die Entladungsrate oder deren Rekrutierung wird vollständig verhindert, wenn die elektrische Stimulation unter ein bestimmtes Niveau fällt (Gandevia, 2001; Taylor & Groeller, 2008).

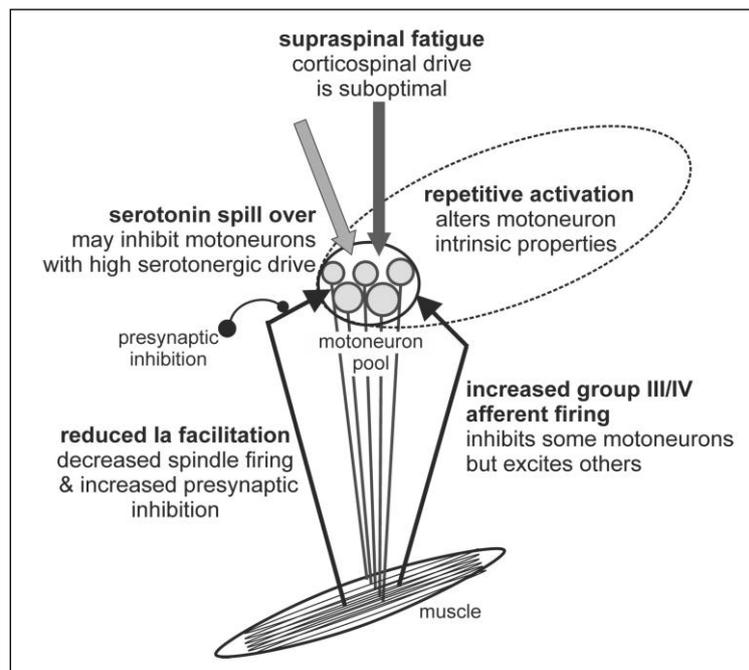


Abb. 16 Zentrale und periphere Einflüsse auf die Aktivierung spinaler Motoneurone unter maximalen Muskelkontraktionen (Taylor et al., 2016).

4.2.5.2 REKURRENTE INHIBITION

Unter intensiven Muskelkontraktionen ist die rekurrente Inhibition abhängig von supraspinalen Beiträgen, von situativen peripheren Afferenzen sowie von der Dauer und dem Ausmaß der Hyperpolarisation (Motorische Einheit) (Taylor et al., 2008, S. 97). So steigern Typ III+IV Signale das Depolarisationspotenzial der Renshaw Zellen unter maximalen Kontraktionen und nozizeptiver Stimulation wohingegen sich die rekurrente Inhibition beim Anstieg des CMD verringert (Gandevia, 2001). Unter submaximalen Kontraktionen hingegen reduziert sich die rekurrente Inhibition mit dem Ziel den motorischen Output zu erhöhen (Taylor & Gandevia, 2008).

4.2.5.3 PRÄSYNAPTISCHE INHIBITION

Veränderungen der PSI unter körperlicher Ermüdung sind von der Art der Ermüdungsprovokation und dem funktionellen Kontext der Testsituation abhängig. Daher ist die Studienlage uneinheitlich (Girard, Racinais, Micallef & Millet, 2011; Kuchinad, Ivanova & Garland, 2004; Patikas, Bassa & Kotzamanidis, 2006; Pearcey et al., 2015; Pearcey, Noble, Munro & Zehr, 2017; Racinais, Girard, Micallef & Perrey, 2007).

Unter intensiven Muskelkontraktionen hängen Veränderungen der PSI neben den im Kap. 2.2.1 genannten Einflussfaktoren vom Belastungstyp sowie dem entsprechenden Typ III+IV Reizspektrum ab (vgl. Kap. 2.1.1.4) (Baudry et al., 2011; Biro et al., 2007; Nicol et al., 2006). Da intensive isometrische und lang andauernde dynamische Kontraktionen zu ischämischen Reizzuständen sowie zu einer Zunahme von Typ III+IV Signalen führen, wird die PSI besonders durch diese Formen der Ermüdungsprovokation beeinflusst (Baudry et al., 2011; Collins et al., 2018; Martin et al., 2008; Oza et al., 2017; Perrey et al., 2010). Funktionell sollen mittels PSI in potenziell verletzungsrisikanten Situationen reflektorische Beiträge reduziert werden, um den Anteil zentraler Steuerungssignale stärker zu gewichten und die motorische Kontrolle zu verbessern (Collins et al., 2018; Taube et al., 2008).

4.2.6 SUPRASPINALE ERMÜDUNGSMECHANISMEN

Tritt unter submaximalen und maximalen isometrischen Kontraktionen ein Kraftverlust auf, wird auf kortikaler Ebene der motorische Output erhöht, um zusätzliche motorische Einheiten zu rekrutieren und die Impulsrate zu steigern (Gandevia, 2001). Das zeigt sich in einem kontinuierlichen Anstieg oder Erhalt motorisch evozierter Potenziale (motor evoked

potentials, MEP)¹⁴ sowie der VA unter transkranieller Magnetstimulation (transcranial magnetic stimulation, TMS) (Søgaard, Gandevia, Todd, Petersen & Taylor, 2006; Taylor & Gandevia, 2008; Todd et al., 2003).

Obwohl die Erregbarkeit der Motoneurone und die kontraktile Kapazität (vgl. 4.3.1) im zeitlichen Verlauf abnimmt, kann der motorische Kortex nicht vollständig aktiviert werden, um dem Kraftverlust entgegenzuwirken (Smith et al., 2007; Søgaard et al., 2006; Todd, Butler, Taylor & Gandevia, 2005). Nach Sidhu et al. (2018) ist dies auf die Bahnung intrakortikaler GABA_A und GABA_B Interneurone zurückzuführen. Die intrakortikale Inhibition hängt dosisabhängig von der spezifischen Aktivierung der Typ III+IV Rezeptoren ab und wird demnach von der Art des Belastungsstimulus beeinflusst (Collins et al., 2018; Gruet et al., 2014; Hilty, Lutz et al., 2011; Martin et al., 2008; Sidhu et al., 2017).

Allerdings impliziert die Reduktion der kortikalen Erregbarkeit nicht per se eine kortikale Inhibition, da auch andere Zentren oberhalb der kortikalen Ebene inhibiert sein können oder spinale Anteile situativ stärker gewichtet werden (Bestmann & Krakauer, 2015; Fernandez-del-Olmo et al., 2013; Martin et al., 2008; Mc Neil, Martin, Gandevia & Taylor, 2009).

Eine Verringerung des CMD zielt in der Regel darauf ab, abnormale intramuskuläre metabolische Störungen zu verhindern, um die Homöostase aufrechtzuerhalten (Blain et al., 2016). Vermutet wird, dass Ganzkörperbelastungen (hohen Anteil aktiver Muskelmasse) im Vergleich zu lokalen Kontraktionen (geringer Anteil aktiver Muskelmasse) einen verhältnismäßig hohen kardiorespiratorischen und thermoregulativen Aufwand erzeugen und damit größeren Einfluss auf die Konzentration der Blutglukose und der Katecholamine (Dopamin, Adrenalin, Noradrenalin) sowie auf die zerebrale Versorgung mit Sauerstoff haben (Amann et al., 2011; Sidhu, Cresswell & Carroll, 2012).

Des Weiteren kann unter maximalen Ganzkörperbelastungen nur ein geringerer Anteil des peripheren Zustroms (u.a. Typ III+IV Signale) toleriert werden, da eine massive Störungen der Homöostase vermieden werden soll (Kennedy et al., 2016; Rossman, Garten, Venturelli, Amann & Richardson, 2014; Taylor et al., 2016). Unter submaximalen Ganzkörperbelastungen wie beim langanhaltenden Radfahren (Fernandez-del-Olmo et al., 2013; Sidhu et al., 2012; Thomas et al., 2015), bei intensivem Dauerlaufen (Ross, Goodall, Stevens & Harris, 2010) und bei intervallartigem Laufen (Thomas, Dent, Howatson & Goodall, 2017) reduziert sich daher die kortikale Erregbarkeit, wohingegen die intrakortikale Inhibition zunimmt (Monks, Compton, Yetman, Power & Button, 2017; Pearcey et al., 2015).

¹⁴ MEP: Es handelt sich um eine elektromyographische Antwort ('short-latency excitatory response'), der die Erregbarkeit des Motorkortex, die Stärke der mono- und oligosynaptischen kortikofugalen Verbindungen, die Erregbarkeit der Motoneurone sowie die Erregbarkeit des Sarkolemms widerspiegelt (Bestmann & Krakauer, 2015; Gandevia, 2001).

Daneben gibt es Hinweise, dass sich beim wiederholten Sprinten (Repeated Sprint Exercise, RSE) der CMD und die VA verringern (Goodall et al., 2015).

Bezogen auf die Muskelfunktion des Unterschenkels, die maßgeblich die statische und dynamische posturale Kontrolle beeinflusst, führt die Ermüdung durch Plantarflexionen (M. soleus) zu einem Anstieg der kortikalen Erregbarkeit, um eine fortschreitende Reduktion der segmentalen Aktivität (reduzierte H-Reflexe) auszugleichen und die Bewegungskontrolle zu steigern (Iguchi & Shields, 2012).

4.3 PERIPHERE ERMÜDUNG

Im Folgenden werden belastungsinduzierte Prozesse distal der motorischen Endplatte beschrieben, die zusammen mit zentralnervösen Mechanismen ursächlich für eine reduzierte Kraftproduktion sind:

- Akkumulation von Metaboliten und Limitierung des Kontraktionsmechanismus (Kap. 4.3.1, 4.3.2)
- Reizweiterleitung Sarkolemm / T-Tubuli (Kap. 4.3.3)
- Energiestoffwechsel und Substratabbau (Kap. 4.3.4)

4.3.1 AKKUMULTION VON METABOLITEN UND LIMITIERUNG DES KONTRAKTIONSMEECHANISMUS

Die intra- und extrazelluläre H^+ Ionen Akkumulation (metabolische Azidose) beeinflusst neben zentralen Mechanismen die kontraktile Funktion des Muskels, die Erregbarkeit und Ausbreitung des Aktionspotenzials (AP) entlang des Sarkolemmes sowie den Energiestoffwechsel (Allen et al., 2008).

Daneben hängt die kontraktile Funktion vom Calcium (Ca^{2+}) – Transport des sarkoplasmatischen Retikulums (SR) ab, der u.a. vom ATP Abbau sowie der Akkumulation von anorganischen Phosphat (P_i) und Magnesium (Mg^{2+}) beeinflusst wird (siehe 4.3.2.1).

Die Bedeutung eines belastungsinduzierten Anstieges der Konzentration an Kalium (K^+) auf die Erregungsausbreitung entlang der Sarkolemmes wird in (4.3.3) beschrieben.

4.3.2 METABOLISCHE AZIDOSE

Unter submaximalen Kontraktionen wird ATP primär über die anaerobe Glykolyse und oxidative Phosphorylierung (β - Oxidation von freien Fettsäuren und Abbau von Pyruvat, Krebszyklus und Elektronentransportkette) resynthetisiert (siehe 4.3.4) (Egan & Zierath, 2013; Kenney et al., 2015, S. 56–60).

Bei intensiven Kontraktionen steigt die Glykolyserate, die Produktion von Pyruvat sowie die Konzentration von H^+ Ionen an (ATP Hydrolyse) (Westerblad et al., 2010).

Ist kein zusätzlicher Abbau von Pyruvat auf oxidativen Weg möglich, wird Pyruvat zu Laktat und NAD^+ metabolisiert (Laktatdehydrogenase), wobei H^+ Ionen verbraucht werden (H^+ Pufferfunktion) (Kenney et al., 2015, S. 56). Die H^+ Konzentration im Zytosol und Plasma steigt an, wenn trotz einer hohen Glykolyserate die entstehenden H^+ Ionen nicht über NAD^+ abgebaut werden (Sättigung NAD^+) (Egan & Zierath, 2013; Robergs & Kennedy, 2011).

Eine hohe H^+ Konzentration führt unter intensiven Kontraktionen zu einer Senkung des Muskel-/Plasma pH, von ~7,1 pH (Ruhebedingungen) auf ~6,8 pH bis ~6,2 pH (Allen et al., 2008). Ein niedriger Muskel pH wird im Zusammenhang mit einer verminderten SR Ca^{2+} Ausschüttung in das Myoplasma diskutiert, was möglicherweise eine Störung des Querbrückenzyklus bewirkt, da H^+ Ionen die Ca^{2+} - Troponin C Bindung im Aktin/Myosin Bindungsprozess erschweren (Keyser, 2010). Allerdings ist die Studienlage hierzu nicht eindeutig (Allen et al., 2008; Glaister, 2006; Phillips, 2015, S. 70).

Bezogen auf die Kraftproduktion und Kontraktionsgeschwindigkeit entstehen unter hohen H^+ Konzentrationen (<pH ~6,7) unabhängig von der Ca^{2+} - Troponin C Bindungsrate, weniger Querbrücken und damit ein relativer Kraftverlust im Greif- Loslass- Zyklus (Phillips, 2015, S. 59, 70f.). Entscheidend ist die Rate der H^+ Produktion, die Muskeltemperatur und die Ca^{2+} Kinetik (Keyser, 2010), wobei die zugrundeliegenden Mechanismen unbekannt sind (Fitts, 2008).

Obwohl ein niedriger Muskel pH- Wert sensitive K^+ Kanäle in der Membran aktiviert und somit die extrazelluläre Akkumulation von K^+ verstärkt, wird gleichzeitig ein protektiver Mechanismus diskutiert (Allen et al., 2008).

Ein niedriger PH Wert führt zu einer verringerten Chlorid (Cl^-) Übertragung entlang des Sarkolemms und verbessert die Depolarisation, da weniger intrazelluläres Na^+ erforderlich ist (Allen et al., 2008).

Dadurch ist das Membranpotenzial gesteigert und wirkt der extrazellulären Akkumulation von K^+ entgegen (Pedersen, Paoli & Nielsen, 2005).

Wie stark ein niedriger pH-Wert die Kraftproduktion beeinflusst, hängt u.a. von der Intensität der Kontraktionen ab, wobei der Einfluss auf Typ II Fasern möglicherweise ausgeprägt ist (Fitts, 2008; Phillips, 2015, S. 70; Robergs & Kennedy, 2011).

Diskutiert wird, ob ein niedriger Muskel pH-Wert indirekt die Glykolyserate senkt, da gleichzeitig die Konzentration relevanter Schlüsselenzyme wie Phosphofruktokinase und Glykogenphosphorylase verringert ist (Gaitanos, Williams, Boobis & Brooks, 1993; Glaister, 2006).

Dagegen spricht, dass unter intensiven intermittierenden Kontraktionen der Anteil der Glykolyse an der Energiebereitstellung abnimmt (Noakes & St Clair Gibson, 2004; Spriet, Lindinger, Mc Kelvie, Heigenhauser & Jones, 1989).

Eine zu hohe extrazelluläre H^+ Konzentration reduziert jedoch auch die arterielle Hämoglobin O_2 Sättigung (Bohr-Effekt), was wiederum eine zerebrale Hypoxie bewirkt und kurzfristig die zentrale Ermüdung und das Belastungsempfinden¹⁵ verstärkt (Amann & Calbet, 2008; Knicker et al., 2011; Phillips, 2015, S. 71).

Insgesamt bleibt unklar in wie weit eine verminderte Konzentration des Muskel-/Plasma pH mit einer Leistungsminderung im Sport verbunden ist (Allen et al., 2008; Bangsbo, Madsen, Kiens & Richter, 1996; Bishop, Edge & Goodman, 2004; Girard, Racinais et al., 2011).

4.3.2.1 EINFLUSS VON CALCIUM UND ANORGANISCHEM PHOSPHAT

Fällt die Ca^{2+} Konzentration im SR bzw. dessen Ausschüttung ins Myoplasma verringert sich die Kraftproduktion trotz ausreichender Bindungsebenen zum Troponin C (Phillips, 2015, S. 125). Der Ca^{2+} Transport ist u.a. Abhängig von der Funktion der Ca^{2+} Auslasskanäle sowie der Pumpfunktion des SR, wobei eine verringerte Ca^{2+} Wiederaufnahme aus dem Myoplasma die muskuläre Relaxation verlängert und so die Kraftproduktion reduziert (Duhamel, Green, Sandiford, Perco & Ouyang, 2004; Phillips, 2015, S. 125).

Entleerte intramuskuläre Glykogenspeicher und lokaler ATP Mangel bewirken eine Reduktion der SR Ca^{2+} Ausschüttung, wobei eine frühzeitige Einnahme von Kohlenhydraten diesen Prozess verzögert (Phillips, 2015, S. 125).

Beteiligt ist möglicherweise ein 'Enzym Komplex' (Acetyl – CoA; Tricarboxylsäure (TCA) und TCA Zwischenprodukte), der sowohl im Glykogenmetabolismus involviert ist als auch die Funktion der SR Membran verändert (Allen et al., 2008).

Daher beeinflusst die Verfügbarkeit von Glykogen die Funktion der Ca^{2+} Pumpe und der Ca^{2+} Auslasskanäle, allerdings nicht in energieliefernder Funktion, da sich auch bei ausreichender Verfügbarkeit von Kreatinphosphat (PCr) und ATP diese Effekte zeigen (Allen et al., 2008; Ortenblad, Nielsen, Saltin & Holmberg, 2011; Phillips, 2015, S. 125).

Mg^{2+} und der Abbau von ATP haben ebenfalls Auswirkungen auf den Ca^{2+} Transport und damit die kontraktile Kapazität. Mg^{2+} entsteht bei der ATP Hydrolyse, vermindert in hoher Konzentration (Myoplasma) die Ca^{2+} Sensitivität (kompetitive Bindung zu Ca^{2+} an Troponin

¹⁵ Die Einnahme von Natriumbikarbonat ($NaHCO_3$), welches zur Senkung der extrazellulären H^+ Konzentration eingesetzt wird (Puffer) reduziert das subjektive Belastungsempfinden (RPE), jedoch sind die Auswirkungen auf die Laufleistung nicht eindeutig (Billaut & Bishop, 2009; Glaister, 2006; Nielsen et al., 2002; Robergs & Kennedy, 2011).

C) und hemmt in Kombination mit einem ATP Mangel die Funktion der SR Ca^{2+} Auslasskanäle (Allen et al., 2008).

Darüber hinaus führt speziell bei Typ II Fasern ein ATP Mangel sowie der Anstieg an Adenosindiphosphat (ADP) zu einer verringerten Funktion der SR Ca^{2+} Pumpe, was die muskuläre Relaxation verzögert (Keyser, 2010; Phillips, 2015, S. 131).

Anorganisches Phosphat (Pi) entsteht beim Abbau von PCr und bei der Hydrolyse von ATP (Egan & Zierath, 2013). Eine hohe Pi Konzentration (Myoplasma) reduziert die Querbrückenfunktion zumindest in Typ II Fasern und reduziert die Ca^{2+} Sensitivität der Myofibrillen (Phillips, 2015, S. 125). Kommt es daneben zum Absinken der Ca^{2+} Konzentration im Myoplasma, verstärkt sich der Kraftverlust zusätzlich (Allen et al., 2008).

In frühen Phasen muskulärer Ermüdung aktiviert Pi die SR Ca^{2+} Kanäle (Ca^{2+} Ausschüttung), wohingegen sich der Mechanismus im weiteren Verlauf umkehrt. Dann hemmt Pi die SR Ca^{2+} Kanäle insbesondere bei erhöhter Mg^{2+} Konzentration im Myoplasma und vermindert so die SR Ca^{2+} Ausschüttung (Dutka, Cole & Lamb, 2005; Phillips, 2015, S. 126f.).

Des Weiteren tritt Pi unter ATP Mangel in das SR ein, wodurch stabile Bindungen mit Ca^{2+} entstehen und weniger freies Ca^{2+} ins Myoplasma austreten kann (Allen et al., 2008).

Zusammengefasst spricht die Studienlage dafür, dass die Wechselwirkung hoher ADP, Pi und H^+ Konzentrationen den Querbrückenzyklus und damit die Kraftproduktion limitiert.

4.3.3 REIZWEITERLEITUNG - SARKOLEMM / T- TUBULI

Intensive Muskelkontraktionen können den elektrochemischen Gradienten der Muskelmembran (Sarkolemm) verändern indem es zu einem Missverhältnis der intra- und extrazellulären Na^+/K^+ Konzentration kommt (Allen et al., 2008).

Hierdurch werden die Reizübertragung an der motorischen Endplatte sowie die Ausbreitung (De- und Repolarisation) des AP gestört. Da hierdurch die Ca^{2+} Ausschüttung aus dem SR ins Myoplasma gestört wird, verringert sich die Kraftentwicklung im Querbrückenzyklus (Bishop, 2012; Phillips, 2015, S. 115, 123).

Die Akkumulation von Metaboliten hemmt die Aktivität der Na^+ Kanäle und beeinflusst die Na^+/K^+ ATPase Aktivität wodurch die K^+ Wiederaufnahme (Na^+/K^+ Pumpe) herabgesetzt ist (Kap. 4.3.2). Dieser Mechanismus zeigt sich intensitätsabhängig bei verminderter lokaler Durchblutung und ist in großen Muskelgruppen sowie bei leistungsschwachen Athleten ausgeprägt (Girard, Mendez-Villanueva & Bishop, 2011; Mac Intosh, Holash & Renaud, 2012; Millet & Lepers, 2004; Place, Lepers, Deley & Millet, 2004).

K⁺ Akkumulation führt insbesondere im T-Tubuli- System zu eingeschränkter Funktion, da dieses zwar etwa 80% der Membranoberfläche allerdings nur ein Prozent des Muskelfaservolumens ausmacht (Allen et al., 2008).

Obwohl die Erregbarkeit der Membran¹⁶ im Gegensatz zur Akkumulation von Metaboliten geringeren Einfluss auf die Kraftentwicklung hat, werden Veränderungen in Folge intensiver Kontraktionen mit exzentrischem Anteil diskutiert (Allen et al., 2008; Millet & Lepers, 2004).

Die Ergebnisse von Perrey et al. (2010) weisen darauf hin, dass unter RSE die synaptische Übertragung, nicht aber die Ausbreitung des AP vermindert wird.

Mehrheitlich zeigen sich allerdings keine Veränderungen des Erregungspotenzials unter RSE (Collins et al., 2018; Fernandez-del-Olmo et al., 2013; Goodall et al., 2015; Monks et al., 2017; Racinais, Bishop et al., 2007) und unter moderatem Dauerlaufen <60-120 Min (Allen et al., 2008; Millet & Lepers, 2004; Paris et al., 2019; Ross et al., 2010).

Eine verringerte Erregbarkeit der Membran wurde hingegen nach langem Laufen (> 120 Min) (Millet et al., 2003; Place et al., 2004; Racinais, Girard et al., 2007) sowie nach einem mehrstündigen Tennisspiel nachgewiesen (Girard, Racinais et al., 2011).

4.3.4 STOFFWECHSELSYSTEME UND SUBSTRATABBAU

Unter körperlicher Belastung steigt die ATP Umsatzrate um das 100 fache (Ausdauertraining) bis 300 fache (maximale, explosive Kontraktionen) im Vergleich zum Ruheumsatz an (Egan & Zierath, 2013).

Die ATP Resynthese erfolgt im Wesentlichen über drei Systeme (Abb. 17):

- ATP-Kreatinphosphat (PCr) System (anaerob)
- Glykolytisches System (anaerob)
- Oxydatives System (oxidative Phosphorylierung)

Der Anteil der unterschiedlichen Systeme an der situativen ATP Resynthese hängt von der relativen Intensität und der absoluten ATP Umsatzrate ab (Kenney et al., 2015, S. 55).

Die relative Intensität beeinflusst den Anteil des Substratabbaus (PCr, Kohlenhydrate, freie Fettsäuren) zur ATP Resynthese (Egan & Zierath, 2013; Kenney et al., 2015, S. 55).

¹⁶ M-Wellen, die mittels peripherer Nervenstimulation erzeugt werden spiegeln das Erregungspotenzial und damit die neuromuskuläre Übertragung (Amplitude der M-Welle) und Ausbreitung des Aktionspotenzials (Dauer der M-Welle) an der Zielmuskulatur wieder (Perrey, Racinais, Saimouaa & Girard, 2010).

Die Interaktion der Systeme variiert in Abhängigkeit der Pacing Strategie (siehe 4.1.2). So beeinflussen neben der Intensität und Dauer auch der Belastungsmodus (Bewegungstyp; Kontraktionsart) sowie metabolische Faktoren (enzymatische Kapazität, Verfügbarkeit von Substraten) den jeweiligen Anteil der Energiesysteme an der Gesamtleistung (Egan & Zierath, 2013; Gastrin, 2001).

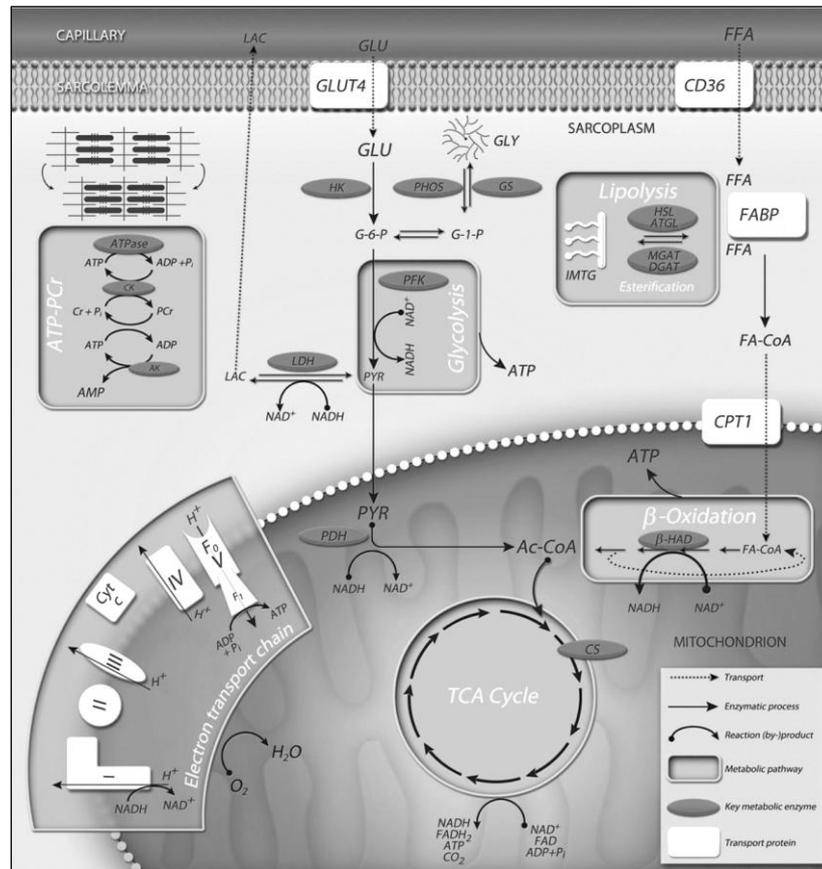


Abb. 17 Schematische Übersicht der ATP-Resynthese im Skelettmuskel durch das ATP-PCr System, Glykolyse und die oxidative Phosphorylierung (Egan & Zierath, 2013).

Im folgenden Abschnitt werden die genannten Stoffwechselsysteme und der damit verbundene Abbau von Substraten beim intensiven und niedrigintensiven Laufen erörtert.

4.3.4.1 INTRAMUSKULÄRER ATP ABBAU

Da sich die intramuskuläre ATP Konzentration (3-8 mmol/kg) vermutlich durch antizipatorische Regulation nicht auf unter 50-60% verringert, ist davon auszugehen, dass ATP Mangel keinen direkten leistungslimitierenden Einfluss hat (Phillips, 2015, S. 34).

Das gilt auch für Sprintbelastungen wie RSE, bei dem die maximale ATP Umsatzrate leistungslimitierend ist (Aguiar, Turnes, Oliveira Cruz, Salvador & Caputo, 2015; Billaut & Bishop, 2009).

4.3.4.2 ATP-PCR SYSTEM UND PCR ABBAU

Im Zytosol der Muskelzelle wird ATP über die anaerobe Reaktion von ADP, PCr und H^+ resynthetisiert. PCr wird dabei über das Enzym Kreatinkinase katalysiert (Glaister, 2006). Das ATP-PCr System ist der schnellste Weg der Energiebereitstellung und liefert den größten ATP Anteil bei hochintensiven Sprints <10 Sek (Abb. 18) (Glaister, 2006).

Intramuskuläre PCr Speicher umfassen ca. 80mmol/KG Muskelrockenmasse und werden bei maximalen Kontraktionen mit bis zu 9- mmol ATP/KG Muskelrockenmasse/Sek abgebaut (Glaister, 2006).

In Folge von Sprints werden ca. 35-40% der PCr Speicher nach 6-10 Sek bzw. 80% nach 20-30 Sek abgebaut und innerhalb von ca. 2-4 Minuten resynthetisiert (Edwards & Polman, 2012; Phillips, 2015, S. 34).

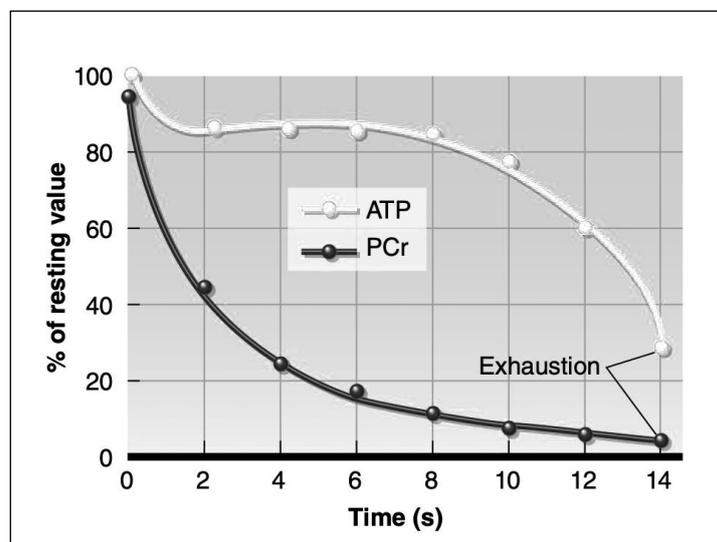


Abb. 18 Veränderung der intramuskulären (Typ II Muskelfaser) PCr und ATP Konzentration bei maximalen Sprints (Kenney et al., 2015, S. 55).

Bei einmaligen Sprints ist die Rate der ATP Resynthese extrem hoch (15mmol ATP/KG Muskelrockenmasse/Sek) wobei ca. 50% der ATP Resynthese über PCr, ca. 40% über die anaerobe Glykolyse, ca. 7% über ATP Speicher und ca. 3% über den oxidativen Stoffwechsel erfolgen (Abb. 19) (Glaister, 2006).

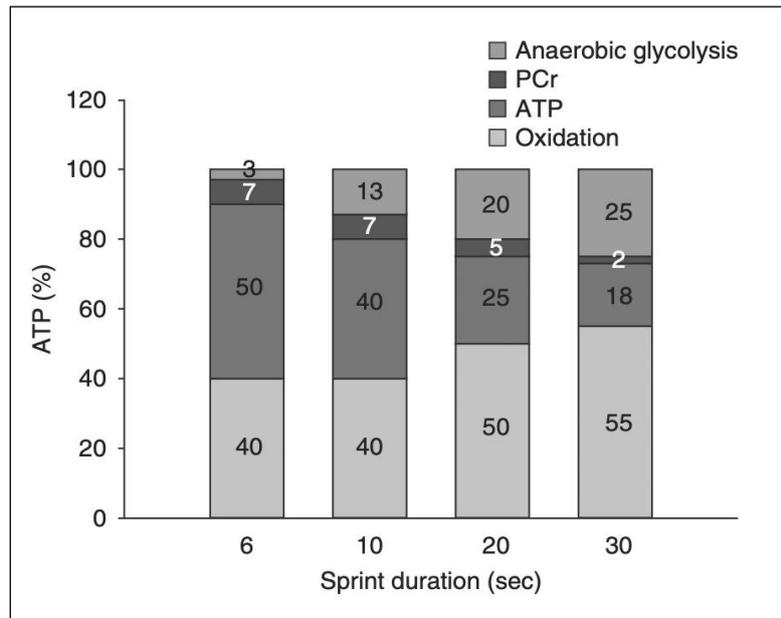


Abb. 19 Relativer Beitrag [%] zur ATP Resynthese bei maximalen Sprints (Billaut & Bishop, 2009).

Bei längerer Sprintdauer oder RSE steigen die Anteile aus dem glykolytischen- und oxidativen System progressiv an und die Metabolisierung von PCr sinkt (Billaut & Bishop, 2009). Der exakte Beitrag ist vom jeweiligen RSE Programm und dem Leistungsniveau des Athleten anhängig (Phillips, 2015, S. 35). Die intramuskuläre PCr Konzentration sowie das Ausmaß der PCr Resynthese in der Erholungsphase stehen dabei im engen Zusammenhang mit der Sprintleistung (Mendez-Villanueva et al., 2012; Spencer et al., 2005).

Liegt die Pausendauer beim RSE <20-30 Sek ist die PCr Resyntheserate nicht ausreichend, um die Speicher adäquat zu füllen¹⁷ (Dawson et al., 1997). Sind die PCr Speicher stark entleert, ist die Resyntheserate anfangs hoch und reduziert sich im Laufe der Erholungsphase, so dass innerhalb von 60 Sek ca. 50% der ursprünglichen PCr Konzentration resynthetisiert sind (Spencer et al., 2005).

¹⁷ In einer Untersuchung von Dawson et al. (1997) führt RSE (5x6 Sek. Radfahrprints / 24 Sek. Pause) zu einem kontinuierlich Abbau der PCr Konzentration um ca.45% (30 Sek nach Belastungsende), welche nach drei Minuten wieder auf 85% anstieg.

Obwohl die Verfügbarkeit von PCr einen entscheidenden Leistungsfaktor darstellt (50-70% der Leistung im Einzelsprint) ist zu berücksichtigen, dass die PCr Speicher nie vollständig entleert werden und somit keinen Abbruch einer sportlichen Tätigkeit verursachen (Billaut & Bishop, 2009; Phillips, 2015, S. 35).

4.3.4.3 GLYKOLYTISCHES SYSTEM / GLYKOGENABBAU

Glykogen und Glukose werden zunächst anaerob (Glykolyse) und unter aeroben Bedingungen weiter oxydativ verstoffwechselt (Kenney et al., 2015, S. 57–59).

Zuvor wird Glykogen entweder direkt zu Glukose 6-Phosphat oder zwischenzeitlich zu Glukose umgewandelt (Glykogenolyse). Glukose 6-Phosphat wird nach neun weiteren enzymatischen Prozessen zu Pyruvat katalysiert, welches anschließend zu Milchsäure bzw. zu Laktat und H^+ aufgespalten wird (anaerob) (Kenney et al., 2015, S. 57–59).

Unter aeroben Bedingungen wird Pyruvat über den Tricarbonsäurezyklus bzw. die Elektronentransportkette (oxidative Phosphorylierung) verstoffwechselt (Kenney et al., 2015, S. 58–61).

Zwar ist die Rate der ATP Resynthese innerhalb des glykolytischen Systems geringer als die des ATP-PCr Systems, allerdings ist die Gesamtkapazität größer (Cardinale, Newton & Nosaka, 2011, S. 56).

So dominieren je nach Belastungsmodus die anaeroben Systeme (ATP- PCr System und Glykolyse) in der ersten Phase intensiver Belastung (ca. 30 Sek), obwohl diese im Vergleich zum oxidativen System nur begrenzte Mengen an ATP produzieren (Phillips, 2015, S. 40). Muskelglykogen, das aerob und anaerob verstoffwechselt wird, stellt die dominante Energiequelle beim High Intensity Intervalltraining (HIIT) dar (Aguiar et al., 2015; Buchheit & Laursen, 2013b, 2019a, S. 43; Gastrin, 2001).

Glykogen wird als Plasmaglukose transportiert und in der Leber sowie intramuskulär clusterähnlich gespeichert (Ortenblad et al., 2011). Untersuchungen zeigen, dass bei langen intensiven Ausdauerbelastungen ein Zusammenhang zwischen einem niedrigen intramuskulären Glykogengehalt und einer Abnahme der Leistung besteht (Hargreaves, 2008; Kenney et al., 2015). Da allerdings die ATP Konzentration und die Rate der ATP Resynthese auch bei lokalem Mangel an Glykogen gleich bleibt, ist fraglich, ob eine niedrige ATP Konzentration, welche darüber hinaus schwer messtechnisch zu erfassen ist, die Ursache für den Leistungsverlust ist (Phillips, 2015, S. 40).

Beim Start der Belastung wird der myofibrilläre Glykogenspeicher abgebaut, der im Bereich der terminalen Zisternen zwischen SR und T Tubuli liegt und ATP im Bereich der Triaden für den Querbrückenzyklus liefert (Phillips, 2015, S. 40). Diskutiert wird, ob eine niedrige

myofibrilläre Konzentration an Glykogen zu einem lokalen ATP Mangel führt und somit die Ca^{2+} Kinetik (Funktionsstörung der Ca^{2+} Pumpe und Ca^{2+} Auslasskanäle) im Bereich der Triaden verringert, was eine Störung des Querbrückenzyklus bewirkt (Ortenblad et al., 2011). Die Studienlage hierzu ist allerdings unklar (Phillips, 2015, S. 40,125).

Sind die intramuskulären Glykogenspeicher geleert, wird die Konzentration der Plasmaglukose primär durch den Abbau des Leberglykogens aufrechterhalten und durch die Hormone Glukagon, Epinephrin, Norepinephrin und Kortisol reguliert (Kenney et al., 2015, S. 100–104; Phillips, 2015, S. 43f). Bezogen auf einmalige maximale Sprints werden ca. 40% der gesamten ATP Rate glykolytisch bereitgestellt (Billaut & Bishop, 2009). Bei RSE steigt der prozentuale Anteil je nach Programm weiter an, wobei eine Ursache für eine RSA Abnahme in der H^+ induzierten Verringerung der glykolytischen Enzymaktivität zu sehen ist (Billaut & Bishop, 2009). Hiermit ist eine deutliche Senkung der ATP- Resyntheserate (achtfach) und Glykogenolyse (11-fach) verbunden (Billaut & Bishop, 2009; Parolin et al., 1999).

Trotz der hohen Relevanz des anaeroben glykolytischen Systems unter RSE mit kurzen Pausen (<20-30 Sek) stellt im Gegensatz zum PCr Abbau der Abbau von Glykogen keinen leistungslimitierenden Faktor dar (Billaut & Bishop, 2009; Gaitanos et al., 1993; Phillips, 2015, S. 49). Ebenso gilt für Dauerlaufen (>60 Min), dass sich die Konzentration an Muskelglykogen lediglich um ca. 25 % verringert (Kenney et al., 2015, S. 118–121).

4.3.4.4 OXYDATIVES SYSTEM / FETTSTOFFWECHSEL

Der Abbau von Kohlenhydraten und freien Fettsäuren (free-fatty acids, FFA) erfolgt unter aeroben Bedingungen über das oxidative System.

Pyruvat, das durch Glykolyse entsteht wird in den Mitochondrien zu Acetyl- CoA umgewandelt und im Tricarbonsäurezyklus (TCA) verstoffwechselt (Kenney et al., 2015, S. 58).

Beim Fettstoffwechsel werden aus Triglyceriden, die in Körperfettzellen gespeichert werden und aus intramuskulären Triglycerid Speichern (intramyocellular triacylglycerol, IMTG) u.a. Glycerin und FFA gebildet (Lypolyse) (Kenney et al., 2015, S. 58).

FFA werden aus dem Zytosol mittels `fatty acid transport / binding protein` (FABP) bzw. durch das Protein `fatty acid translocase` (FAT/CD36) in die Muskelzelle transportiert (Jeukendrup, 2002). In der Muskelzelle werden FFA zu Acyl- CoA umgewandelt und u.a. mittels Carnitin-Palmitoyltransferase (CPT I) bzw. Carnitin-Acylcarnitin-Translokase (CAT) in die Mitochondrien transportiert (Egan & Zierath, 2013; Jeukendrup, 2002).

Acyl- CoA durchläuft die β Oxidation und Acetyl- CoA kann in den TCA eintreten. Über die Elektronentransportkette und oxidative Phosphorylierung erfolgt anschließend die aerobe ATP Resynthese (Jeukendrup, 2002).

Obwohl Fett mehr Kilokalorien als Kohlenhydrate liefert, benötigt die FFA Oxidation mehr O_2 . Da die O_2 Verfügbarkeit unter hohen Intensitäten jedoch begrenzt ist, dominiert hier die Oxidation von Kohlenhydraten (Kenney et al., 2015, S. 58–62; Romijn et al., 2000).

Zu Beginn und ab einer Belastung von ca. 50% VO_{2max} ist die extrazelluläre Versorgung mit Glukose und Lipiden limitiert, so dass primär IMTGs und Glykogen metabolisiert werden (Egan & Zierath, 2013). Die Utilisation von FFA hängt vom Energieumsatz, von der FFA Konzentration im Blut und vom Transport zum Muskel sowie in die Muskelzelle ab (Jeukendrup, 2002).

Bei langen niedrigen bis moderaten Intensitäten steigt die Lipolyserate in Folge eines fortgeschrittenen Abbaus von Glykogen an, wobei u.a. endokrine Faktoren wie Insulin, Human growth Hormon (hGH), Kortisol (C), Epinephrin und Norepinephrin den Fettstoffwechsel regulieren (Chycki, Zajac, Michalczyk, Maszczyk & Langfort, 2019; Kenney et al., 2015, S. 104).

IMTGs machen je nach Muskelfasertyp ca. 1-2 % der Triglyceridspeicher aus (van Hall, 2015). Enzymatisch sind Lipasen bzw. 'hormone-sensitive Lipase' (HSL) im IMTG Abbau involviert, um zu niedrige FFA Konzentrationen und damit eine herabgesetzte Energierate auszugleichen (Jeukendrup, 2002). Durch Veresterung von FFA, also dem Aufbau von IMTGs, werden zu hohe und damit toxische FFA Konzentration reguliert (Jeukendrup, 2002; van Hall, 2015). Die IMTG Konzentration verringert sich in Typ I Fasern unter Belastung um 20-50% wohingegen keine Reduktion in Typ II Fasern entsteht (van Hall, 2015).

Unter moderater Belastung macht die IMTG Utilisationsrate 30-50% der Fettoxidation aus (Egan & Zierath, 2013).

Der IMTG Abbau steht im engen Zusammenhang mit der Verfügbarkeit von FFA, kann das Energiedefizit aber im Falle eines intrazellulären Mangels an FFA unter hoher Belastung nicht vollständig kompensieren, was die Rate der Fettoxidation senkt und die Metabolisierung von Glykogen verstärkt (Abb. 20) (Cardinale et al., 2011, S. 59; van Hall, 2015). Umgekehrt führt die Verfügbarkeit von FFA zu einem Anstieg der Acetyl- CoA Konzentration, was die Pyruvatdehydrogenase (PDH) und somit den Abbau von Glykogen reduziert (Jeukendrup, 2002).

Zusammenfassend bewirkt der Abbau von Triglyceriden bzw. FFA keine Abnahme der Leistung, da Körperfette unbegrenzt zur Verfügung stehen und IMTGs nicht vollständig abgebaut werden (Egan & Zierath, 2013; Phillips, 2015, S. 50).

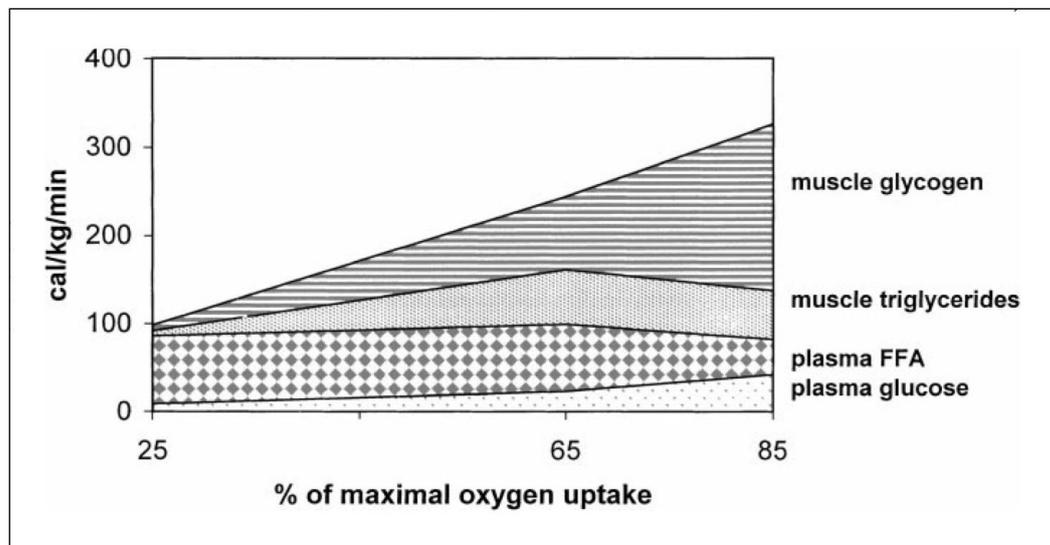


Abb. 20 Kalorischer Beitrag von Muskelglykogen, Muskeltriglyceriden (IMTGs), Plasma FFA und Plasma Glukose bei unterschiedlichen Intensitäten beim Radfahren (Romijn et al., 2000).

Neben dem Ernährungszustand und dem Trainingsstatus hängt die Lipolyserate vom Phänotyp ab, wobei Personen mit einem hohen Anteil an Muskelmasse und einem geringen Fettanteil höhere Lipolyseraten bei moderaten Intensitäten aufweisen (Chycki et al., 2019). In Abhängigkeit der in Kap. 4.3.4 genannten Einflussfaktoren werden bei niedrigintensiven Dauerbelastungen $<50\% \text{ VO}_{2\text{max}}$ ca. 60% aus FFA und ca. 40% aus Kohlenhydraten oxidativ metabolisiert (Egan & Zierath, 2013; Romijn et al., 2000).

Bezogen auf intensives Laufen werden bis zu 40% des Energiebedarfs über das oxidative System realisiert (Bishop, 2012; Gastrin, 2001; Girard, Mendez-Villanueva et al., 2011). Das liegt zum einen am begrenzten glykolytischen Energieertrag zum anderen an der H^+ induzierten Abnahme der Glykolyserate (Billaut & Bishop, 2009; Tschakert & Hofmann, 2013).

Darüber hinaus ermöglicht das oxidative System den Abbau von Laktat und eine H^+ Reduktion, die PCr Resynthese sowie den Abbau von Pi (ADP-Phosphorylierung) in der Erholungsphase (Bishop et al., 2011; Laursen & Jenkins, 2002; Spencer et al., 2005).

5 PHYSIOLOGISCHE ASPEKTE HOCH- UND NIEDRIGINTENSIVEN LAUFENS

In der vorliegenden Untersuchung werden die Auswirkungen von niedrigintensivem und intensivem Laufen auf die motorische Kontrolle der unteren Extremitäten analysiert.

Daher soll im folgenden Abschnitt die physiologische Beanspruchung von niedrigintensivem kontinuierlichem Dauerlaufen sowie von HIIT (High Intensity Intervall Training) in Form von LIT (Long- Intervall Training) und RSE (Repeated- Sprint Exercise) thematisiert werden.

Unterscheidungsmerkmale betreffen die spezifische Beanspruchung der Energiestoffwechselsysteme (kardiorespiratorische Beanspruchung und metabolische Azidose), bewegungsspezifische- sowie neuromuskuläre Aspekte (Buchheit & Laursen, 2013a, 2013b; Girard, Mendez-Villanueva et al., 2011; Mac Innis & Gibala, 2017).

5.1 LONG – INTERVALL TRAINING

Im Gegensatz zum Short-Intervall Training (SIT), das durch Belastungszeiten zwischen 10 - 60 Sekunden (submaximale Laufgeschwindigkeit) bei einem Belastungs-/Pausenverhältnis von 1/0,5 - 1/1 charakterisiert ist, liegt beim LIT die Belastungszeit zwischen zwei und acht Minuten, bei einer Pausendauer (aktiv/passiv) von ein bis zwei Minuten (Billat, 2001; Buchheit & Laursen, 2013a; García-Pinillos, Soto-Hermoso & Latorre-Román, 2017; Laursen & Jenkins, 2002).

In der Belastungsphase liegt die Intensität in der Regel bei $>90\%$ VO_{2max} , der maximalen Herzfrequenz (HF_{max}) und/oder der maximalen Laufgeschwindigkeit (Bangsbo, 2015; Sperlich, Hoppe & Haegele, 2013). Je nach LIT Programm liegen die hochintensiven Phasen ($>90\%$ VO_{2max}) akkumuliert bei ca. 12-34 Min ($T@ VO_{2max}$) und damit verhältnismäßig lange im Bereich der VO_{2max} bzw. des maximalen Herzminutenvolumens ($T@Qc_{max}$) (Buchheit & Laursen, 2019a, S. 18, 35; García-Pinillos et al., 2017).

Primär wird LIT zur Steigerung der VO_{2max} , des Herzminutenvolumens und der Erhöhung der laktatbasierten Schwellengeschwindigkeit bei untrainierten Personen (Buchheit & Laursen, 2019a, S. 36; Laursen & Jenkins, 2002; Tjønnå et al., 2013; Weston, Taylor, Batterham & Hopkins, 2014) und hochtrainierten Athleten (Bangsbo, 2015; Buchheit & Laursen, 2019a, S. 36; Helgerud et al., 2007; Tschakert & Hofmann, 2013) sowie zur Steigerung der Laufleistung mit Richtungswechseln eingesetzt (Ferrari Bravo et al., 2008).

Langfristige Verbesserungen der aeroben Kapazität zeigen sich bei untrainierten Personen und Ausdauersportlern u.a. in Bezug auf die Sauerstofftransportkapazität

(Herzminutenvolumen + Plasmavolumen) und Laufökonomie (García-Pinillos et al., 2017; Mac Innis & Gibala, 2017; Weston et al., 2014).

Die dominante Beanspruchung des anaeroben glykolytischen Systems zeigt sich darin, dass je nach Trainingsstatus die Laktatkonzentration im Blut initial (5 Min nach Belastungsstart) und nach der Belastung im Bereich von ca. 5-8 mmol/L liegt (Buchheit et al., 2012; Buchheit & Laursen, 2013b; Vuorimaa, Vasankari & Rusko, 2000; Wiewelhove et al., 2016). Des Weiteren sinkt der Plasma pH-Wert ab und die Konzentration anaerober Enzyme sowie die H^+ Pufferkapazität (Bicarbonat; Monocarboxylat-Transporter MCT I+MCT IV) steigen an (Demarie, Koralsztein & Billat, 2000; Gunnarsson, Christensen, Holse, Christiansen & Bangsbo, 2012; Wahl et al., 2013; Weston et al., 2014).

Da ein Anstieg der H^+ Konzentration die anaerobe Glykolyse begrenzt, muss das oxidative System den aeroben Beitrag zur ATP Resynthese trotz hoher Intensität erhöhen (Tschakert & Hofmann, 2013).

LIT induziert folglich Anpassungen des Fettstoffwechsels (β -Oxidation), eine Erhöhung der aeroben Enzymkonzentration (z.B. Zitratsynthase) (Sperlich et al., 2013), eine Reduktion des Glykogenmetabolismus (Billat, 2001) sowie Veränderungen der mitochondrialen Struktur (Burgomaster et al., 2008; Laursen & Jenkins, 2002; Mac Innis & Gibala, 2017).

Des Weiteren führt eine LIT induzierte Steigerung der intrazellulären O_2 Verfügbarkeit zu einer Reduktion von intrazellulärem Pi (Glaister, 2006) und steigert den Ca^{2+} ATPase Anteil sowie die Na^+/K^+ Pumpfunktion (Bangsbo, 2015; Iaia et al., 2011; Laursen & Jenkins, 2002).

Trotz ausgeprägter physiologischer Trainingsanpassungen bei Hochtrainierten, wie der Verschiebung der ventilatorischen Schwellen sowie der Steigerung der maximal- und Dauerleistung, gibt es Hinweise, dass LIT bei hochtrainierten und untrainierten Personen unterschiedliche Anpassungen hervorruft (Edge, Bishop, Goodman & Dawson, 2005; Laursen & Jenkins, 2002). So erhöht sich die mitochondriale Enzymaktivität bei hochtrainierten im Gegensatz zu untrainierten Personen zwar weniger stark, allerdings steigt bei hochtrainierten Personen die Pufferkapazität deutlich an (Gibala & Jones, 2013).

Die anabole Wirkung von LIT zeigt sich in einer erhöhten Testosteron- und hGH Konzentration bei unverändertem Kortisolspiegel (Dittrich et al., 2013; Wahl et al., 2013).

Aufgrund der submaximalen Laufgeschwindigkeit unter linear ausgerichtetem LIT ist die mechanische und neuromuskuläre Beanspruchung im Vergleich zu RSE mit Richtungswechseln geringer einzuschätzen (Buchheit & Laursen, 2019a, S. 47ff.; Laursen & Jenkins, 2002). Trotzdem beeinflusst LIT bestimmte Entzündungs- (IL6 und Leukozyten) und belastungsinduzierte enzymatische Marker (CK-Mb) (Cipryan, Tschakert & Hofmann, 2017; Wiewelhove et al., 2016). Obwohl für LIT keine Daten vorliegen, existieren Hinweise, dass

SIT und intensives Dauerlaufen die kontraktile Kapazität¹⁸ der Oberschenkelmuskulatur um 27% (LFF) / 19% (HFF) bzw. 20% (LFF) reduzieren (Skof & Strojnik, 2006a, 2006b).

Aus metabolischer Sicht dominiert im Gegensatz zu RSE und niedrigintensivem Laufen die Energiebereitstellung über das oxidative und glykolytische System wohingegen die ATP Resynthese über das ATP-PCr System eine untergeordnete Rolle spielt.

5.2 REPEATED SPRINT EXERCISE

RSE ist aufgrund der Belastungsstruktur von `Sprint-Intervall Training` (SIT) oder `Speed-Endurance Training` (SET) abzugrenzen. So werden RSE sowie SIT/SET nach Girard et al. (2011) folgend unterteilt:

- RSE: <10 Sek Sprint/Pause <60 Sek
- Speed Endurance Production (SEP) : 10- 40 Sek Sprint/Pause >5x
- Speed Endurance Maintenance (SEM): 10-90 Sek Sprint/Pause <3x

Das Ziel von RSE besteht darin eine hohe Sprintleistung mit geringem Leistungsverlust trotz unvollständiger Pausen zu erreichen (Girard, Micallef et al., 2011). Das durchschnittliche Dekrement liegt je nach RSE Typ mit Richtungswechseln und kurzen Pausen (< 25 Sekunden) bei ca. 7-9% (Buchheit & Laursen, 2019b, S. 101; Dupont, Millet, Guinhouya & Berthoin, 2005; Girard, Micallef et al., 2011).

Metabolisch hängt die `Repeated Sprint Ability` (RSA) von der anaeroben und aeroben ATP Resynthese ab (Kap. 4.3.4.2- 4.3.4.4), wobei im Gegensatz zu LIT und niedrigintensivem Laufen die Leistung stark vom ATP-PCr System bestimmt wird (Bishop et al., 2011; Buchheit & Laursen, 2019a, S. 96; Girard, Mendez-Villanueva et al., 2011). Demnach steigert RSE die Enzymaktivität des aeroben- (Zitratsynthese, Malat-Dehydrogenase, Succinat-Dehydrogenase) und anaeroben Stoffwechselsystems (Hexokinase, Phosphofruktokinase) (Billaut & Bishop, 2009; Laursen & Jenkins, 2002; Mac Dougall et al., 1998).

Im Gegensatz zu LIT und niedrigintensivem Laufen induziert RSE eine höhere Laktatkonzentration im Blut (>10-12mmol/L)(Aziz & Chuan, 2014; Baldi, DA, Buzachera,

¹⁸ Die kontraktile Kapazität, kann mittels transkutane Nervenstimulation (inkl. EMG Ableitung) über das Evozieren von niedrig- (10-40 HZ) und hochfrequenten (50-100 HZ) Potenzialen unter Umgehung spinaler und zentraler Anteile erfasst werden (Bishop, 2012; Collins, Pearcey, Buckle, Power & Button, 2018; Rampinini et al., 2016; Taylor, 2009). Die hieraus resultierende sog. `Low Frequency Fatigue` (LFF) ist überwiegend auf Fehler im Querbrückenzyklus sowie auf strukturelle Störungen der Muskelfaser zurückzuführen (Perrey, Racinais, Saimouaa & Girard, 2010; Place, Lepers, Deley & Millet, 2004; Skof & Strojnik, 2006a). `High Frequency Fatigue` (HFF) impliziert eine ineffiziente Übertragungseffizienz und Ausbreitung hochfrequenter APs entlang des Sarkolemms (Skof & Strojnik, 2006a).

Castagna & Guglielmo, 2016; Buchheit & Laursen, 2019b, S. 112; Goodall et al., 2015; Perrey et al., 2010; Rampinini et al., 2016).

Dauern Sprints > 4 Sek und liegt die Pausendauer < 20 Sek steigt die Laktatkonzentration im Blut initial (5 Min nach Belastungsstart) auf >14mm/L (Baldi et al., 2016; Goodall et al., 2015; Perrey et al., 2010).

Ein Großteil der Sportler erreichen unter RSE die VO_{2max} über einen Zeitraum von 10-40% der Gesamtdauer, was einer $T@VO_{2max}$ von etwa 2-3 Minuten entspricht, wobei allerdings große interindividuelle Unterschiede bestehen (coefficient of variation, CV = 30-100%) (Buchheit & Laursen, 2013a, 2019b, S. 96). Obwohl die $T@VO_{2max}$ beim RSE im Vergleich zum LIT wesentlich geringer ist, werden je nach RSE Programm und Leistungsniveau sogar Verbesserungen der VO_{2max} nachgewiesen (Buchheit & Laursen, 2013a; Daussin et al., 2008; Gibala et al., 2006; Girard, Mendez-Villanueva et al., 2011; Laursen & Jenkins, 2002; Rampinini et al., 2009).

Die Bedeutung des oxidativen Systems zeigt sich darüber hinaus im korrelativen Zusammenhang zwischen der RSA und der VO_{2max} (Aziz, Chia, Mukherjee & Teh, 2007; Baldi et al., 2016; Bishop et al., 2011; Jones et al., 2013) sowie der laktatbasierten Schwellengeschwindigkeit (Da Silva, Guglielmo & Bishop, 2010). Vor diesem Hintergrund führen die extremen Intensitätswechsel zu ausgeprägten Veränderungen der muskulären Oxygenierung (Verhältnis- O_2 Bedarf/ O_2 Verfügbarkeit), was in der Folge zu Verbesserungen des oxydativen Stoffwechsels führt (Buchheit & Laursen, 2019a, S. 40).

RSE bewirkt eine hohe intra- und extrazelluläre H^+ Konzentration und damit verbunden eine Abnahme der kontraktilen Kapazität und Inhibition der Glykolyse (Bangsbo, 2015; Billaut & Bishop, 2009; Rampinini et al., 2016). Daher korreliert die RSA mit der MCT I/MCT IV Konzentration, welches als dominantes Puffersystem den intramuskulären Abtransport von Laktat und H^+ kontrolliert (Bishop et al., 2011; Bishop, 2012; Girard, Mendez-Villanueva et al., 2011; Gunnarsson et al., 2012; Mohr, Krstrup, Nielsen et al., 2007). Daneben stellen das Na^+/H^+ Austauschsystem (Billaut & Bishop, 2009) und Bicarbonat wichtige H^+ Puffer im Rahmen von RSE dar (Bishop, 2012; Laursen & Jenkins, 2002). Im Gegensatz zu LIT ist die RSA stärker von neuromuskulären Faktoren abhängig (Abb. 21) (Mendez-Villanueva et al., 2008; Racinais, Bishop et al., 2007; Rampinini et al., 2016).

Insbesondere RSE mit Richtungswechseln impliziert neben Kontraktionen im DVZ maximale rein exzentrische (Abbremsphase) und rein konzentrische (Beschleunigungsphase) Kontraktionen sowie eine verstärkte Rekrutierung von Typ II Muskelfasern (Brughelli, Cronin, Levin & Chaouachi, 2008; Coh, Babic & Maćkała, 2010). Hiermit sind verhältnismäßig hohe mechanische Beanspruchungen myofaszialer Strukturen und die Entstehung von

Mikroverletzungen (‘muscle damage’) verbunden (Buchheit & Laursen, 2019a, S. 50; Rampinini et al., 2016).

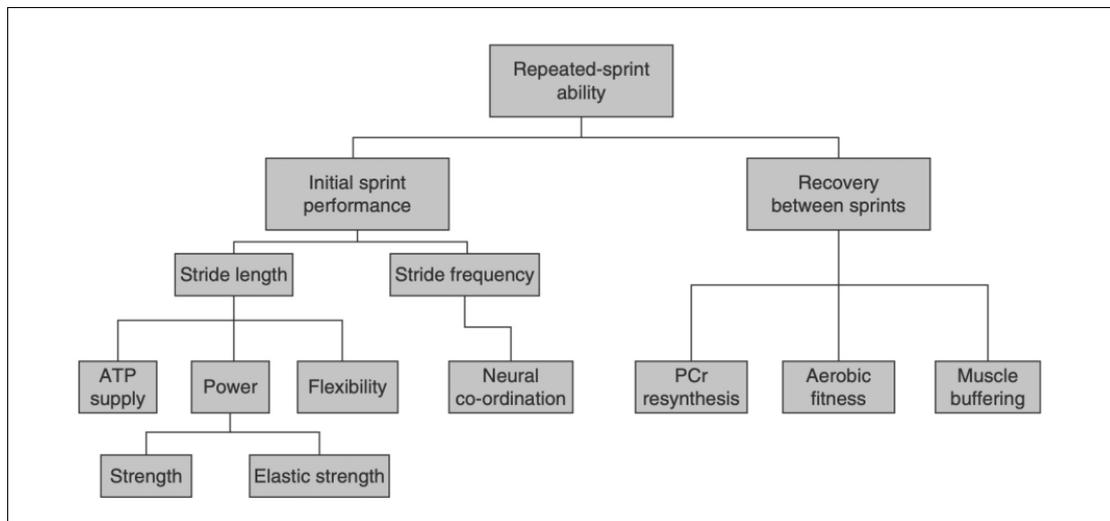


Abb. 21 RSA- Leistungsbestimmende Faktoren (Bishop et al., 2011). Die Erholungsfähigkeit hängt primär von der Kapazität des oxydativen System, der PCr Resyntheserate sowie der muskulären H⁺ Pufferfunktion ab. Die Sprintleistung wird über die neuromuskuläre Kraftproduktion- und Bewegungskoordination bestimmt (Bishop et al., 2011).

Akute Veränderungen der neuromuskulären Funktion betreffen u.a. die Kraftproduktion der unteren Extremitäten. So verringert sich die RSA (Collins et al., 2018), die MVC der Plantarflexoren (Perrey et al., 2010) und Knieextensoren (Goodall et al., 2015), die Sprungkraft (Bishop & Spencer, 2004; Paavolainen, Häkkinen, Nummela & Rusko, 1994) sowie die Stiffness, Schrittlänge und Schrittfrequenz (Girard, Micallef et al., 2011).

Auf peripherer Ebene wurde eine Abnahme der kontraktiven Kapazität um 39% LFF / 16% HFF an der Oberschenkelmuskulatur sowie ein Verminderung von etwa 12% (LFF) an der Unterschenkelmuskulatur nachgewiesen (Perrey et al., 2010; Rampinini et al., 2016).

Primär wird die RSA zumindest in der Anfangsphase durch periphere Ermüdung limitiert, wohingegen die zentrale Ermüdung mit zunehmender Anzahl an Sprints an Bedeutung gewinnt (Bishop, 2012; Collins et al., 2018; Goodall et al., 2015; Perrey et al., 2010; Racinais, Bishop et al., 2007).

5.3 NIEDRIGINTENSIVES LAUFEN

Niedrigintensives Laufen (\leq aerobe Schwelle) ist definiert als die höchste Laufgeschwindigkeit bei der die Laktatkonzentration dem Ausgangswert in Ruhe entspricht (Swiss Olympic, 2015, S. 27). Die Trainingsherzfrequenz liegt üblicherweise im Bereich von 55-70% der HF_{max} , was einer Sauerstoffaufnahme von etwa 40-65% der VO_{2max} entspricht (Cardinale et al., 2011, S. 298; Meyer, Lucía, Earnest & Kindermann, 2005; Norton, Norton & Sadgrove, 2010; Swiss Olympic, 2015, S. 27). Das subjektive Belastungsempfinden liegt durchschnittlich im Bereich von 10-14 (RPE) (Norton et al., 2010; Scherr et al., 2013).

Anwendungsbereiche sind das aktive Regenerationstraining (ca. 5-30 Min) (Menzies et al., 2010; Wiewelhove et al., 2018), moderates Ausdauertraining für untrainierte Personen (30<60 Min) (Cardinale et al., 2011, S. 298; Norton et al., 2010) oder 'Long Slow Distance Training' (LSD) (>60 Min) im Bereich von 60-80% HF_{max} bzw. 50-75% der VO_{2max} (Kenney et al., 2015, S. 222; Mac Dougall & Sale, 2014, S. 31).

Im erholten Zustand erfolgt die ATP- Resynthese je nach Trainingsdauer überwiegend über das oxidative System, wobei insbesondere Typ I und im geringen Maß Typ IIa Fasern beansprucht werden (Egan & Zierath, 2013). Im Gegensatz zu LIT und RSE spielt die anaerobe Energiebereitstellung über das glykolytische und das ATP-PCr System eine untergeordnete Rolle (vgl. Kap.4.3.4). So entstehen beim niedrigintensiven Laufen keine signifikanten Veränderungen der Konzentration an glykolytischen Enzymen (Laursen & Jenkins, 2002) sowie von Entzündungs- (IL6 und Leukozyten) und belastungsinduzierten enzymatischen Markern (CK- Mb) (Cipryan et al., 2017). Ebenso bleibt die Laktat-, Plasma PH- und HCO_3 Konzentration unverändert, wohingegen sich die Konzentration an Kortisol verringern kann (regenerativer Effekt) (Wahl et al., 2013). Bei begrenzter Laufdauer (<60 Min) und moderatem Leistungsniveau des Athleten ist demnach die kardiorespiratorische, metabolische und neuromuskuläre Beanspruchung als gering einzustufen (Burnley & Jones, 2018). Die Beeinträchtigung der neuromuskulären Kontrolle durch moderates Dauerlaufen schließt zwar periphere Mechanismen ein, ist aber vorwiegend auf zentrale Ermüdungsprozesse zurückzuführen (Burnley & Jones, 2018; Martin et al., 2010; Ross et al., 2010). Der Einfluss auf die kontraktile Kapazität ist unter moderatem Dauerlaufen (ca. 60 Min; 65% VO_2 max) gering (-4,5 %) (Paris et al., 2019). Bezogen auf Laufbelastungen > 120 Min ist die Studienlage uneinheitlich, wobei die Reduktion bei unter 6-8% liegt (Boccia et al., 2018; Millet et al., 2003; Place et al., 2004; Ross et al., 2010).

Veränderungen der MVC treten bei ausdauertrainierten Athleten etwa ab einer Belastungsdauer von 90- 240 Minuten auf (Martin et al., 2010; Place et al., 2004; Ross et al., 2010).

Wie in Kap. 4.2.2 beschrieben werden durch lange, niedrig bis moderate Belastungen Veränderungen des serotonergen Systems und damit eine Abnahme der Motivation (Lethargie) diskutiert (Burnley & Jones, 2018; Huffman, Altena, Mawhinney & Thomas, 2004; Mello, Oliveira & Nadal, 2010; Newsholme & Blomstrand, 2006).

6 FORSCHUNGSSTAND

Im folgenden Abschnitt wird der Forschungsstand zum Einfluss belastungsinduzierter Ermüdung auf die motorische Kontrolle der unteren Extremitäten dargelegt.

Obwohl eine Vielzahl unterschiedlicher methodischer Ansätze existieren, welche die Auswirkungen auf die motorische Kontrolle innerhalb von Balanceaufgaben sowie bezogen auf das Sprung- und Landeverhalten untersucht haben, ist der Datenvergleich und die Interpretation der Ergebnisse limitiert (Barber-Westin & Noyes, 2017; Finch et al., 2011; Paillard, 2012).

Das Ausmaß der belastungsinduzierten Ermüdung hängt von den Belastungsnormativen, vom Belastungstyp, der Zeitspanne zwischen Belastungsende und Testbeginn ('Time Delay'), von messmethodischen Aspekten sowie vom Geschlecht (Hormonstatus, Muskelmasse und glykolytischer Metabolismus) und dem Trainingsstatus der Untersuchungsstichprobe ab (Abb. 22) (Collins et al., 2018; Enoka & Duchateau, 2008; Tomazin, Morin & Millet, 2017).

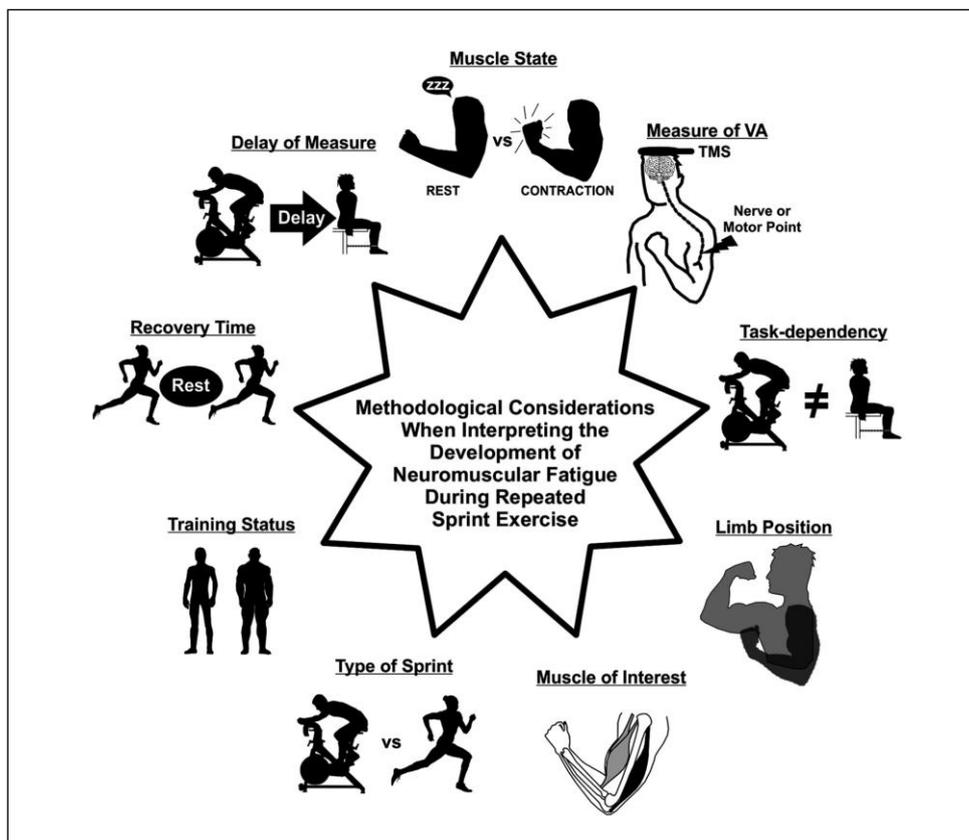


Abb. 22 Methodische Aspekte der Ermüdungsprovokation und Testauswahl (Collins et al., 2018).

Die Ermüdungsprovokation wird durch den Belastungstyp, die Belastungsnormative (Reizintensität, -dauer, -umfang, -dichte, -häufigkeit) und den Belastungsmodus (konstant,

rampenförmig, stufenförmig) und in diesem Zusammenhang durch unterschiedliche Pacing Strategien (vgl. Kap. 4.1.2) beeinflusst (Marées & Heck, 2003, S. 313, 451).

Bezogen auf den Belastungstyp ist zwischen lokalen- und globalen Belastungen zu unterscheiden. So beeinflusst das Ausmaß der eingesetzten Muskelmasse u.a. die kardiopulmonale und sensorische Beanspruchung (Finch et al., 2011; Sidhu et al., 2017; Tomazin et al., 2017).

Auch innerhalb lokaler und globaler Protokolle beeinflusst die Lokalisation sowie die Bewegungsspezifität (offene vs. geschlossene kinetische Kette; Kontraktionsmuster) sowie das sensorische Signalspektrum (visuell, vestibulär, propriozeptiv, nozizeptiv) die motorische Kontrolle (Gandevia, 2001; Paillard, 2012).

Daher sind die Auswirkungen unterschiedlicher Ganzkörperbelastungen (z.B. Laufen, Radfahren, Rudern, Agilitytraining, Krafttraining etc.) differenziert zu analysieren.

Nach Paillard (2012) wird die Ermüdungsprovokation folgend kategorisiert:

- Leistungsverlust bis zu einem definierten Grenzwert
- Definierte Wiederholungs- oder Zeitvorgabe
- Unfähigkeit eine geforderte Leistung aufrechtzuerhalten

Aufgrund des vorliegenden Untersuchungsschwerpunktes wurden vorrangig Studien ausgewertet, die den Einfluss von Long Intervall Training (LIT), Repeated Sprint Exercise (RSE) und niedrigintensivem Dauerlaufen auf die statische und dynamische Balance, auf die Landekontrolle sowie auf die vertikale und horizontale Sprungleistung thematisieren. Des Weiteren wurde die Literatur zu den Auswirkungen auf die motorische Kontrolle am Kniegelenk und auf die räumliche Bewegungspräzision analysiert.

6.1 AUSWIRKUNGEN AUF DIE VERTIKALE UND HORIZONTALE SPRUNGKRAFT

In zahlreichen Arbeiten wurde nachgewiesen, dass fußballspezifisches Laufen (Behan, Willis, Pain & Folland, 2018; Robineau, Jouaux, Lacroix & Babault, 2012), hochintensives Laufen (Dittrich et al., 2013; Goodall et al., 2015), wiederholtes Sprinten (Perrey et al., 2010) und langes niedrigintensives Laufen (> 90-240 Min) eine akute Abnahme der MVC (Ober- und Unterschenkelmuskulatur) bewirkt (Martin et al., 2010; Place et al., 2004; Ross et al., 2010). Trotz des allgemeinen Zusammenhangs zwischen der Maximal- und Sprungkraft bestätigt sich eine belastungsinduzierte Abnahme der Sprungleistung jedoch nicht für alle Formen des Laufens (Güllich & Schmidtbleicher, 1999; Zatisorsky, 2005, S. 471).

So reduziert LIT innerhalb von 30 Minuten nach Abbruch der Belastung nicht die vertikale Sprungkraft bei Sportlern (Buchheit et al., 2012; Wiewelhove et al., 2016).

Auch bei ausdauertrainierten Athleten wurden nach intensivem Short-Intervall-Training (SIT) entweder keine Veränderungen (Vuorimaa, Virlander, Kurkilahti, Vasankari & Häkkinen, 2000) oder Verbesserungen der vertikalen Sprungkraft nachgewiesen (García-Pinillos, Soto-Hermoso & Latorre-Román, 2015; García-Pinillos, Párraga-Montilla, Soto-Hermoso & Latorre-Román, 2016; Latorre-Román, García-Pinillos, Martínez-López & Soto-Hermoso, 2014). Auch nach intensivem Dauerlaufen erhöhte sich die Sprungleistung (Boullosa & Tuimil, 2009).

Im Gegensatz dazu belegen Untersuchungen, dass RSE kurzfristig die vertikale Sprungleistung insbesondere von explosivkräftigen Athleten (Bishop & Spencer, 2004; Buchheit & Laursen, 2013b; Paavolainen et al., 1994), gesunden Personen (Wiewelhove et al., 2016) und in späten Phasen des Sprinttrainings bei Ausdauerathleten reduziert, wenn es sich um hochintensive Formen des RSE handelt (Laktat >10-12 mmol/L) (Gorostiaga, Asiain, Izquierdo & Postigo, 2010). In diesem Kontext sind die Sprintgeschwindigkeit, das Belastungs-/Erholungsverhältnis und der Sprinttyp (Ausmaß und Häufigkeit der Richtungswechsel) wesentliche Einflussfaktoren (Buchheit & Laursen, 2019b, S. 97–99; Collins et al., 2018).

Bezogen auf sportartspezifisches Laufen, welches intervallartiges Laufen, Sprinten und Richtungswechsel einschließt, zeigen sich uneinheitliche Ergebnisse.

Obwohl in einigen Untersuchungen die maximale Sprintleistung (Cone et al., 2012; Duffield & Coutts, 2011; Mohr, Krstrup & Bangsbo, 2007) und Sprungleistung (Cone et al., 2012; Robineau et al., 2012) im Laufe eines Fußballspiels konstant blieben, belegen Magalhães et al. (2010) einen 9% Rückgang der Sprintleistung und eine 12% Verringerung der Sprungleistung. Auch fußball- und footballspezifisches Laufen reduzierte die beidbeinige Counter-Movement-Jump (CMJ) Leistung (Clarke, Farthing, Lanovaz & Krentz, 2015; Cormack, Newton, McGuigan & Cormie, 2008; Sanna & O'Connor, 2008).

Da in Spielsportarten häufig einbeinige, vertikale und horizontale Abdruckmuster und Richtungswechsel vorkommen (Meylan et al., 2009; Taylor et al., 2017) werden zunehmend einbeinige vertikale Sprünge (Hewit, Cronin & Hume, 2012; Maulder & Cronin, 2005; Meylan et al., 2009; Meylan et al., 2010; Newton et al., 2006; Petushek et al., 2010) und horizontale Sprünge evaluiert (Maulder & Cronin, 2005; Meylan et al., 2009; Myer et al., 2011; Parker-Simpson & Cronin, 2006; Ross, Langford & Whelan, 2002).

Bezogen auf die unterschiedlichen Sprung- und Richtungswechseltypen besteht allerdings kein genereller Leistungstransfer, da neben der Bewegungstechnik eine spezifische neuromuskuläre Kraftproduktion erforderlich ist (Meylan et al., 2009; Nagano, Komura & Fukashiro, 2007).

Explosive Richtungswechsel hängen u.a. von der neuromuskulären Stiffness der Beinstreckerkette ab und werden durch reflektorische Beiträge, antizipatorische Voraktivierung, antagonistische Kokontraktionen sowie von mechanischen Eigenschaften myofaszialer Strukturen (z.B. Sehnenelastizität) bestimmt (Fleischmann et al., 2011; Kubo et al., 2007; Padua, Carcia, Arnold & Granata, 2005; Padua et al., 2006). Verringert sich unter körperlicher Ermüdung die agonistische Muskelaktivität reduziert sich der Widerstand des Muskels gegen Dehnung (reduzierte Querbrückenbildung), was die myotendinöse Stiffness verändert (Ste Croix, 2011).

Obwohl ein- und beidbeinige horizontale Sprünge häufig in der Rehabilitation nach Verletzungen des Kniegelenkes evaluiert werden (Barber-Westin & Noyes, 2017; Hegedus, Mc Donough, Bleakley, Cook & Baxter, 2015; Michailidis et al., 2013; Myer et al., 2011; Ramírez-Campillo et al., 2015; Söhnlein, Müller & Stöggli, 2014) und standardisierte Tests wie der `Triple Hop Jump` oder `One Leg Hop` zur Bestimmung der einbeinigen horizontalen Sprungweite existieren (Erkmen, Taşkin, Sanioğlu, Kaplan & Baştürk, 2010; Gokeler et al., 2017; Gustavsson et al., 2006; Hegedus et al., 2015; Myer et al., 2011; Negrete & Brophy, 2000; Ramírez-Campillo et al., 2015), haben bisher nur wenige Untersuchungen die Auswirkungen körperlicher Ermüdung auf Richtungswechsel und horizontale Sprünge untersucht.

Neben intraindividuellen Differenzen (verletztes vs. unverletztes Bein) verringerte sich bei Rekonvaleszenten 11 Monate nach einer Operation am Kniegelenk die einbeinige Sprungweite um 16% (One Leg Hop) in Folge einer kraftinduzierten lokalen Ermüdung der Oberschenkelmuskulatur (Augustsson, Thomeé & Karlsson, 2004).

Auch bei gesunden Probanden reduzierte sich die `One Leg Hop` Leistung nach kurzzeitiger kraftinduzierter Ermüdung der Beinmuskulatur um 15-17% (Koumantakis et al., 2019; White et al., 2018).

Bezogen auf Ganzkörperbelastungen zeigen sich hingegen keine Effekte auf die `One Leg Hop` Sprungweite nach einem Fußballspiel (45Min) (Yamada et al., 2012) und nach intensiven Richtungswechseln (Yo-Yo IR I Test) (Ros, Holm, Fridén & Heijne, 2013). Allerdings reduzierte sich die horizontale Sprungleistung 30 Minuten nach Belastungsende, was die Autoren mit einer verzögerten Akkumulation von Laktat begründen (Ros et al., 2013).

Hinsichtlich der Auswirkungen auf explosiven Richtungswechsel kam es unter intervallartigem Laufen über 45 Minuten zu einer Verringerung der Bodenreaktionskräfte sowie zu einer gesteigerten Variabilität der Kraftmomente am Kniegelenk und Arthrokinematik (Cortes et al., 2014).

Für den Einfluss von niedrigintensivem Laufen und RSE liegen keine Daten vor. Ebenso existieren nach García-Pinillos et al. (2017) für kontinuierliche und intervallartige Ausdauerbelastungen keine vergleichenden Analysen.

Insgesamt wird deutlich, dass belastungsinduzierte Auswirkungen auf horizontale Sprünge und Richtungswechsel bisher unzureichend untersucht wurden und weitreichende Forschungslücken zur vergleichenden Wirkung intensiver und niedrigintensiver Laufprotokolle bestehen.

6.2 AUSWIRKUNGEN AUF DIE PROPRIOZEPTION AM KNIEGELENK

Die motorische Closed- und Open Loop Kontrolle ist maßgeblich von den afferenten Signalen kapsulärer, myotendinöser und ligamentärer Mechanorezeptoren abhängig (vgl. Kap. 2.1.19). Bekannt ist, dass ausreichend lange und intensive konzentrische, isometrische und exzentrische Muskelkontraktionen die propriozeptive Leistungsfähigkeit beeinflussen und somit die Kraft- Stellungs- und Bewegungskontrolle am Kniegelenk in Abhängigkeit der Untersuchungsmethodik verändern (Hiemstra et al., 2001; Missenard, Mottet & Perrey, 2009; Proske & Gandevia, 2012; Torres, Vasques, Duarte & Cabri, 2010).

Das Ausmaß der sensorischen Dysfunktion hängt dabei u.a. von der mechanischen Beanspruchung des myofaszialen Gewebes sowie der Akkumulation von Metaboliten ab (Changela & Ramaprabhu, 2012; Rozzi et al., 1999; Shultz et al., 2013; Skinner, Wyatt, Hodgdon, Conard & Barrack, 1986).

Eine verminderte propriozeptive Leitungsfähigkeit nach Verletzungen oder Degeneration (Wilke & Froböse, 2003) sowie nach muskulärer Ermüdung wird im Kontext einer gesteigerten Verletzungsinzidenz diskutiert (Payne, Berg & Latin, 1997; Rozzi et al., 1999; Witchalls, Blanch, Waddington & Adams, 2012). Umgekehrt führt eine durch mechanische Kompression gesteigerte Propriozeption am Kniegelenk zu einer verbesserten motorischen Kontrolle bei Landungen (Edin, 2001; Shaw, Gribble & Frye, 2008).

Das Abschätzen der propriozeptiven Leistung am Kniegelenk erfolgt neben der Kraftkontrolle ('force- matching task') über das Erkennen und aktive Reproduzieren definierter Gelenkwinkel ('Joint Position Sense') sowie über die Wahrnehmung passiver Gelenkbewegungen ('Joint Kinesthesia') (Proske & Gandevia, 2012; Singh et al., 2010; Stehle et al., 2009, S. 57).

Nach Gear et al. (2011) besitzt im Vergleich zur Unterschenkelmuskulatur die Oberschenkelmuskulatur einen größeren Anteil an Typ II Fasern, die im Gegensatz zu Typ I Fasern schneller ermüden und eine ausgeprägte Ia afferente Verschaltung aufweisen (Gear,

2011). Ermüdende Kontraktionen der Oberschenkelmuskulatur scheinen demnach stärkere Auswirkungen auf die aktive Winkelreproduktion zu haben (Gear, 2011).

Nach Skinner et al. (1986) vermindert LIT die Fähigkeit zur aktiven Winkelreproduktion jedoch nicht die passive Wahrnehmung einer Bewegung. Daneben bestätigen weitere Studien den Einfluss auf die aktive Winkelreproduktion durch kurzzeitiges intensives Laufen (Miura et al., 2004), moderates und intensives Radfahren (Changela & Ramaprabhu, 2012; Reinecke, 2013, S. 97) sowie intensitätsabhängig nach lokaler Kraftbeanspruchung am Oberschenkel (Gear, 2011; Marks, 1994; Ribeiro, Mota & Oliveira, 2007). Die Fähigkeit präzise submaximale Kraftmomente zu kontrollieren ('force-matching task') erfordert eine ausgeprägte kraftsensorische Funktion, welche neben zentralen motorischen Signalen von peripheren Afferenzen der Muskelspindeln und Golgi Sehnenorgane abhängt (Allison, Sell, Benjaminse & Lephart, 2016; Bezulska, Naczka, Adach, Arlet & Celichowski, 2018; Proske & Allen, 2019; Singh et al., 2010; Torres et al., 2010).

In diesem Zusammenhang gibt es Hinweise, dass ermüdende konzentrische und exzentrische Muskelkontraktionen die Kraftkontrolle der Oberkörpermuskulatur (Brockett et al., 1997; Missenard, Mottet & Perrey, 2008, 2009) und der Oberschenkelmuskulatur reduzieren (Singh et al., 2010; Torres et al., 2010).

Allerdings ist die Studienlage für Messungen am Kniegelenk uneinheitlich: In Untersuchungen von Allison et al. (2016) und Bezulska et al. (2018) beeinflussten konzentrische Kontraktionen und intensives Laufen die Kraftkontrolle nicht.

Eine belastungsinduzierte sensorische Dysfunktion und Veränderungen der propriozeptiven Integration können die motorische Kontrolle beeinflussen und die Bewegungsvervariabilität steigern (Preatoni et al., 2013).

Aktuelle Daten zu den Auswirkungen auf die Bewegungsvervariabilität schließen allerdings überwiegend Bewegungen in der geschlossenen kinetischen Kette wie Gehen (Hamill, Palmer & van Emmerik, 2012; Preatoni et al., 2013), explosive Richtungswechsel (Cortes et al., 2014), Landungen (Barber-Westin & Noyes, 2017) sowie Schlagen, Werfen, Schießen und Radfahren ein (Knicker et al., 2011).

Keine Untersuchungen existieren jedoch hinsichtlich der Auswirkungen auf die Bewegungsvervariabilität von Leg-Curl Bewegungen (offene kinetische Kette), deren motorische Kontrolle sowohl von der stellungs- und bewegungs- als auch von der kraftsensorischen Funktion abhängt (Proske & Gandevia, 2012).

6.3 AUSWIRKUNGEN AUF DIE RÄUMLICHE BEWEGUNGSPRÄZISION

Um den zielmotorischen Output konstant zu halten wird unter körperlicher Ermüdung die Stütz- und Zielmotorik situativ angepasst, was zunächst mit einem Anstieg der Bewegungsvariabilität verbunden ist (Enoka & Duchateau, 2008; Gandevia, 2001; Mulder, 2007, S. 172; Taube et al., 2012).

Treten allerdings zu große bewegungstechnische Abweichungen bzw. Kompensationen auf, kommt es bezogen auf den zielmotorischen Output zu einer Leistungsminderung (Davids et al., 2003; Knicker et al., 2011; Preatoni et al., 2013; van Ryssegem, 2014).

Bezogen auf räumliche Präzisionsaufgaben (Objektkontrolle) wurde nachgewiesen, dass lokale Ermüdung der Arm- und Schultermuskulatur die Bewegungstechnik verändert und die Wurfpräzision reduziert (Forestier & Nougier, 1998). Ebenso führte die lokale Ermüdung der Ober- und Unterschenkelmuskulatur zu einer parallelen Reduktion der statischen Balance und Passpräzision im Fußball (Silva, Struber, Daniel & Nougier, 2021).

Daneben zeigt sich, dass globale sportartspezifische Ermüdung die Wurfpräzision im Basketball (Marcolin, Camazzola, Panizzolo, Grigoletto & Paoli, 2018), die Passpräzision im Rugby (Stuart, Hopkins, Cook & Cairns, 2005), die Schlagpräzision im Tischtennis (Aune, Ingvaldsen & Ettema, 2008) sowie fußballspezifisches Laufen (Stone & Oliver, 2009) und RSE die Passpräzision im Fußball vermindert (Mc Morris & Rayment, 2007).

Die räumliche Sprungpräzision hängt u.a. von der motorischen Kontrolle der Stütz- und Abdruckimpulse in der Bodenkontaktphase ab. Bei einem reaktiven Abdruck muss zur Bewegungsumkehr die Anfangsgeschwindigkeit in die neue Abdruckrichtung umgelenkt werden, indem Richtung und Stärke der Kraftimpulse auf das Landeziel abgestimmt werden (Wank & Heger, 2009). Da es Hinweise gibt, dass insbesondere die motorische Kontrolle der Kraft sowie die aktive Bewegungskontrolle unter Ermüdung eingeschränkt (vgl. Kap. 6.2) und die räumliche Präzision (Objektkontrolle) vermindert ist, kann angenommen werden, dass auch die motorische Kontrolle bei Richtungswechseln beeinträchtigt ist.

Hierzu existieren allerdings keine Daten obwohl belastungsinduzierte Veränderungen die Bewegungstechnik in Spielsportarten beeinflussen könnten (Meylan et al., 2009; Meylan et al., 2010; Neumaier, 2006, S. 97,134; Taylor et al., 2017).

6.4 AUSWIRKUNGEN AUF DIE STATISCHE POSTURALE KONTROLLE

Zahlreiche Arbeiten berichten bei Athleten und Gelegenheitssportlern von einer belastungsinduzierten Reduktion der statischen Balance durch globale (Donath, Roth, Zahner & Faude, 2012; García-Pinillos et al., 2016; Zech et al., 2012; Zemková & Hamar, 2014) und lokale Ermüdungsprovokation (Bisson, McEwen, Lajoie & Bilodeau, 2011; Gribble & Hertel, 2004; Salavati, Moghadam, Ebrahimi & Arab, 2007; Springer & Pincivero, 2009; Sponitsky, Verbitsky, Peled & Mizrahi, 2008; Surenkok, Kinlsler, Aytar & Gültekin, 2008; Vuillerme, Anziani & Rougier, 2007). Insgesamt ist der Einfluss globaler Ermüdung größer, da hierdurch mehr Muskelmasse beansprucht wird, somit verstärkt zentrale Ermüdungsmechanismen zum Tragen kommen und eine ausgeprägte Hyperventilation leistungsmindernd wirkt (Zech et al., 2012; Zemková & Hamar, 2014).

Die Belastungsintensität hat akuten Einfluss auf die statische Balance (Bove et al., 2007; Mello et al., 2010; Nardone, Tarantola, Galante & Schieppati, 1998) und die damit verbundenen Kompensationsstrategien (Greig & Walker-Johnson, 2007; Strang et al., 2008). So besteht ein Zusammenhang zwischen dem situativen Ausmaß der Sauerstoffaufnahme und der statischen Balance (COP Spurlänge) (Abb. 23).

Die Dauer der Störung hängt von der Mehraufnahme von Sauerstoff im Anschluss an eine Belastung ab (‘excess of post-exercise oxygen consumption’, EPOC) (Bove et al., 2007). Beim Vergleich unterschiedlicher Belastungsintensitäten zeigt sich, dass intensives Radfahren (VO_{2max} Stufentest) im Vergleich zu niedrigintensivem Radfahren (70% der ventilatorischen Schwelle) oder intensives Gehen ($> 60\% HF_{max}$) im Vergleich zu niedrigintensivem Gehen ($< 60\% HF_{max}$) die statische Balance reduziert, moderate Intensitäten jedoch nicht (Mello et al., 2010; Nardone et al., 1998).

Nach Strang et al. (2008) treten unter intensivem Laufen (VO_{2max} Stufentest) kompensatorische APAs der autochthone Rückenmuskulatur signifikant früher auf als in Ruhe. Daneben verursachen hohe Belastungsintensitäten kompensatorische Änderungen von Reflexen, eine Zunahme von Kokontraktionen sowie ein verzögertes neuromuskuläres und mechanisches Ansprechverhalten (‘Onset Delay’) (Biro et al., 2007; Enoka & Duchateau, 2008; Granacher, Gruber, Förderer, Strass & Gollhofer, 2010; Surenkok et al., 2008).

Auf Grundlage dieser Befunde entwickelte Paillard (2012) ein intensitätsabhängiges Modell, welches die kardiorespiratorische Beanspruchung und den COP Spurverlauf bei statischen Balanceaufgaben ins Verhältnis setzt.

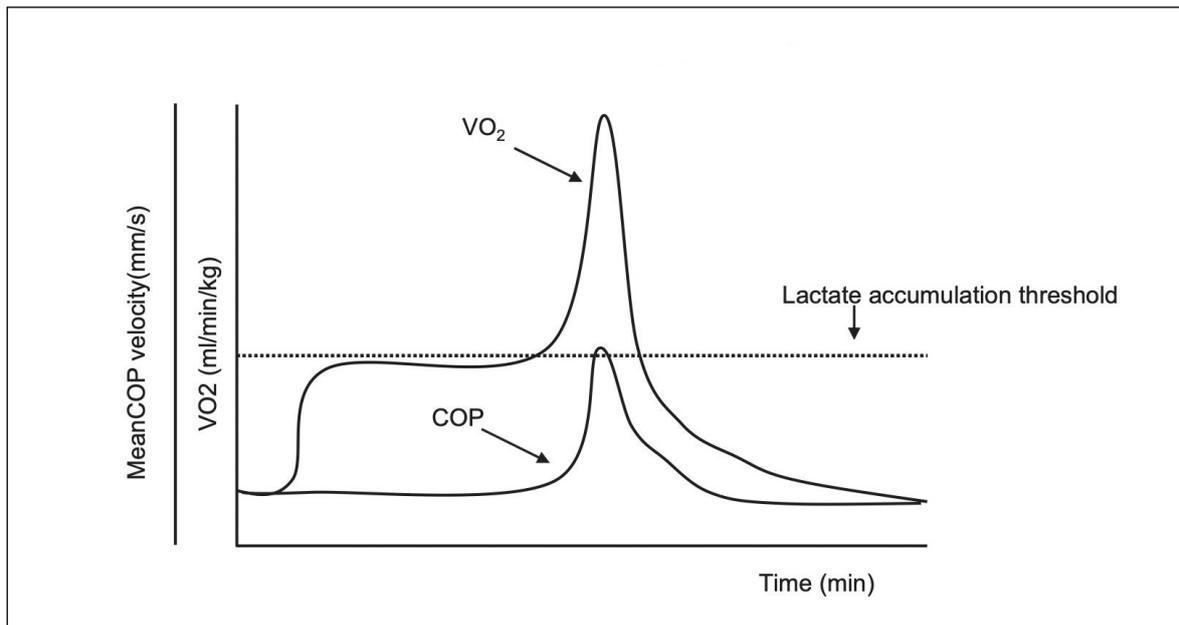


Abb. 23 Konzeptionelles Modell zur Veränderung der mittleren COP Geschwindigkeit in Abhängigkeit der Belastungsintensität nach Paillard (2012). Bei erhöhter Aufnahme an Sauerstoff sowie beim Erreichen des maximalen Laktat-Steady-State (MLSS) steigt die COP Geschwindigkeit an (Paillard, 2012).

Bezogen auf Laufbelastungen bestätigen viele Studien den intensitätsabhängigen Ansatz. So zeigt sich, dass intensives Dauer- und stufenförmiges Laufen (Bove et al., 2007; Guidetti, Franciosi, Gallotta, Emerenziani & Baldari, 2011; Steib, Hentschke et al., 2013; Zech et al., 2012), SIT (García-Pinillos et al., 2016), LIT (Buchheit et al., 2012; Donath et al., 2015), RSE (Pau et al., 2014) sowie fußball- und footballspezifisches Laufen die statische Balance verringern (Behan et al., 2018; Brito et al., 2012; Clarke et al., 2015; Yamada et al., 2012).

Auch niedrigintensives Gehen reduziert initial die statische Balance (Simoneau, Bégin & Teasdale, 2006), was zunächst im Widerspruch zu den Befunden von Nardone et al. (1998) steht, die keine Veränderungen durch niedrigintensives Gehen ermittelten. Allerdings konnten diese Veränderungen bereits nach kurzer Zeit weiterführender Gangbelastung motorisch kompensiert werden (Simoneau et al., 2006). Aufgrund dieser Befunde ist davon auszugehen, dass vorwiegend langes niedrigintensives Laufen (Lepers, Bigard, Diard, Gouteyron & Guezennec, 1997) oder mehrstündige Ganzkörperbelastungen (Triathlon) die statische Balance reduzieren, wenn die zentrale Ermüdung zunimmt (Nagy et al., 2004).

6.5 AUSWIRKUNGEN AUF DIE DYNAMISCHE POSTURALE KONTROLLE

In Kap. 3.2 wurden grundlegende sensomotorische Differenzen wie der Anstieg der posturalen Kompensation (Schwierigkeitsgrad) und der neuromuskulären Aktivität (Explosivkraft) zwischen statischen- und dynamischen Balanceaufgaben beschrieben.

Im folgenden Abschnitt wird die aktuelle Forschungslage zu den Auswirkungen belastungsinduzierter Ermüdung auf die einbeinige Reichweite (‘Y Balance Test’) sowie auf die motorische Kontrolle von vertikalen und lateralen einbeinigen Landungen erörtert.

6.5.1 AUSWIRKUNG AUF DIE EINBEINIGE REICHWEITE (Y BALANCE TEST)

Der ‘Y Balance Test’ (Kap. 8.4.3) stellt eine modifizierte Form des ‘Star Excursion Balance Test’¹⁹ (SEBT) dar und besitzt aus präventiver und rehabilitativer Sicht (‘Return to Sport’) hohe funktionelle Relevanz (Chimera & Warren, 2016; Gribble, Hertel & Plisky, 2012; Plisky et al., 2009). So besteht ein korrelativer Zusammenhang zwischen der einbeinigen Reichweite und der azyklischen Sprintleistung bei Spportsportlern (Lockie, Schultz, Callaghan & Jeffriess, 2016).

Neben der Kontrolle des Gleichgewichtes hängt die einbeinige Reichweite maßgeblich vom Kraftniveau der Unterschenkelmuskulatur (Chtara et al., 2018), der Oberschenkelmuskulatur (Inque et al., 2015; Lee et al., 2015), der Hüftabduktoren (Wilson et al., 2018), der Rumpfmuskulatur sowie von der Beweglichkeit des Sprunggelenks ab (Chimera & Warren, 2016; Hoch et al., 2012; Hoch et al., 2016).

Dabei stellt eine geringe Reichweite sowie Asymmetrien >4% in anteriore, mediolaterale und posteromediale Richtung bei Spportsportlern einen Risikofaktor für Verletzungen der unteren Extremitäten dar, wobei die Ergebnisse in Abhängigkeit der Beindominanz und Bewegungsrichtung interpretiert werden sollten (Chimera & Warren, 2016; Dallinga et al., 2012; Gribble, Hertel et al., 2012; Meiners & Loudon, 2019).

Der ‘Y Balance Test’ verlangt neben der stützmotorischen Kompensation eine zielmotorische Komponente (Schiebebewegung). Vor dem Hintergrund der Fertigkeitsspezifität von Balanceaufgaben (Baumgart et al., 2016; Kramer & Giboin, 2019; Kümmel et al., 2016; Mersmann et al., 2009; Paillard, 2017a) wird bestätigt, dass für den ‘Y Balance Test’ nicht von einem Zusammenhang mit weiteren statischen Balanceaufgaben auszugehen ist (Almeida, Monteiro, Marizeiro, Monteiro & de Paula Lima, 2017; Harshbarger, Anderson & Lam, 2018; Zech et al., 2012).

¹⁹ Der SEBT bestimmt die einbeinige Reichweite in acht Richtungen: anterior, posterior, medial, lateral, anterior lateral, anterior medial, posterior lateral, posterior medial. Aufgrund der hohen gemeinsamen Varianz der Bewegungsrichtungen wurde der ‘Y Balance Test’ mit drei Bewegungsrichtungen anterior, posterior medial, posterior lateral entwickelt (Gribble, Hertel & Plisky, 2012; Hertel, 2008; Robinson & Gribble, 2008).

Uneinheitlich ist die Studienlage zum Einfluss belastungsinduzierter Ermüdung. Lokales intensives Krafttraining der Ober- und Unterschenkelmuskulatur reduzierte in Untersuchungen von Gribble et al. (2004) und Gribble et al. (2009) die einbeinige Reichweite und veränderte kinematische Parameter (Knie- und Hüftgelenk) bei gesunden Personen und Patienten nach Sprunggelenksverletzungen.

Diese Ergebnisse wurden allerdings für Handballspieler nicht bestätigt (Zech et al., 2012).

Bezogen auf intensive Ganzkörperbelastungen bewirkte kurzzeitiges (60 Sek) Radfahren (Johnston, Dolan, Reid, Coughlan & Caulfield, 2017) und intensives stufenförmiges Laufen bei gesunden Personen und Patienten nach Verletzung des Sprunggelenks eine signifikante Leistungsabnahme (Steib, Hentschke et al., 2013).

Auch multidirektionales, hochintensives Agilitytraining reduzierte die einbeinige Reichweite bei gesunden Probanden (Whyte, Burke, White & Moran, 2015).

Allerdings beeinflusst das Leistungsniveau der Probanden die Ergebnisse. So existieren bezogen auf intensives Agilitytraining und lineares Laufen uneinheitliche Ergebnisse, da sowohl nach 20 minütigem intensiven Agilitytraining (Baghani, Woodhouse & Gaeini, 2016) als auch nach dem Absolvieren eines Laufbandstufentests keine Leistungsminderung von trainierten Athleten nachgewiesen wurde (Zech et al., 2012).

Obwohl der 'Y-Balance Test' ein etabliertes klinische Diagnoseinstrument für die unteren Extremitäten darstellt, wurden die Auswirkungen von intensivem und niedrigintensivem Laufen bisher nicht vergleichend untersucht.

6.5.2 AUSWIRKUNGEN AUF DAS LANDEVERHALTEN

Im folgenden Abschnitt werden zunächst allgemeine belastungsinduzierte Veränderungen kinematischer, kinetischer und neuromuskulärer Parameter bei Landungen erörtert und anschließend der Literaturstand zu den Auswirkungen auf die posturale Landekontrolle bei vertikalen und lateralen Landungen beschrieben.

6.5.2.1 ALLGEMEINE NEUROMUSKULÄRE UND BIOMECHANISCHE ASPEKTE

Häufig gehen Veränderungen des Landeverhaltens mit einer gesteigerten oder verringerten myotendinösen Stiffness einher (Kuni et al., 2014; Padua et al., 2006; Zadpoor & Nikooyan, 2012). Ein Anstieg der myotendinösen Stiffness steht dabei im Zusammenhang mit einer verstärkten neuromuskulären Aktivierung vor- und während der Landephase (Zadpoor & Nikooyan, 2012). Ein hiermit verbundener Anstieg der Kraftimpulse und Veränderungen der Körpergeometrie stellen Risikofaktoren für akute und überlastungsbedingte Verletzungen dar (Aerts et al., 2013; Watanabe et al., 2016; Zadpoor & Nikooyan, 2012).

Bezogen auf Veränderungen der Bodenreaktionskräfte ist die Studienlage jedoch uneinheitlich und vor dem Hintergrund unterschiedlicher Landetyphen zu interpretieren (Borotikar, Newcomer, Koppes & Mc Lean, 2008; Chappell et al., 2005; Horita, Komi, Nicol & Kyrlinen, 1996; Quammen et al., 2012; Santamaria & Webster, 2010; Zadpoor & Nikooyan, 2012; Zhang, Xia, Dai, Sun & Fu, 2018).

Beim explosiven Abstoppen wurde eine verspätete Aktivierung des M. quadriceps femoris und der ischiocruralen Muskulatur sowie ein schnelleres Erreichen der maximalen Knieflexion (verschlechtertes Dämpfungsverhalten) nachgewiesen (Tamura et al., 2016).

Das Auftreten verringerter Bodenreaktionskräfte wird mit einer vergrößerten Bewegungsamplitude, einer reduzierten Speicherung und Freisetzung elastischer Energie sowie mit geschlechtsspezifischen Kraftdifferenzen begründet (Zadpoor & Nikooyan, 2012).

Ein ermüdungsbedingter Kraftverlust der Beinmuskulatur führt dazu, dass sich die Kraftmomente an Hüft- und Kniegelenk reduzieren (Orishimo & Kremenic, 2006; Santamaria & Webster, 2010) wohingegen sie sich am Sprunggelenk erhöhen und kompensatorisch die Aktivierung des M. quadriceps femoris ansteigt (Orishimo & Kremenic, 2006). Das wiederum verschlechtert die physiologische Kraftübertragung und Beinachsenkontrolle (Aerts et al., 2013).

Insgesamt zeigt sich unter Ermüdung der Trend zu einer aufrechten Landeposition (Hüft- und Knieextension) (Borotikar et al., 2008; Orishimo & Kremenic, 2006), einer vergrößerten Bewegungsamplitude (Range of Motion, ROM) des Hüftgelenkes, einer beschleunigten Knieflexion (Moran et al., 2009) sowie eine verstärkten Supination des Fußes (Borotikar et al., 2008). Aufrechte Landepositionen begünstigen und verstärken das Auftreten anteriorer Scherkräfte an der Tibia (Shimokochi et al., 2013). Hierin zeigt sich ein wichtiger Mechanismus für Verletzungen des vorderen Kreuzbandes, die unter muskulärer Ermüdung verstärkt auftreten (Chappell et al., 2005; Coventry, O'Connor, Hart, Earl & Ebersole, 2006; Moran et al., 2009; Wojtys, Bradford, Wylie & houston, 1996). Ebenso erhöht lineares und multidirektionales Laufen die Laxizität der Kreuzbänder, was im Zusammenhang mit einer verminderten mechanischen und sensomotorischen Funktion des Kniegelenkes diskutiert wird (vgl. Kap. 4.2.4.2).

Geschlechtsspezifische Unterschiede zeigen sich dadurch, dass Frauen innerhalb einbeiniger Landungen eine gesteigerte maximale Knieabduktion ('dynamic valgus'), Innenrotation und Knieextension im initialen Bodenkontakt aufweisen (Cronström, Creaby, Nae & Ageberg, 2016; Kernozek, Torry & Iwasaki, 2008; Mc Lean et al., 2007; Zadpoor & Nikooyan, 2012).

Des Weiteren zeigen Frauen im Vergleich zu Männern eine geringere Bewegungsveränderbarkeit (kinematische Parameter) bei nichtantizipierten, explosiven Richtungswechseln (Pollard, Heiderscheit, van Emmerik & Hamill, 2005) sowie eine verzögerte Aktivierung protektiver Muskelgruppen am Kniegelenk (Hamstrings) (Cowling & Steele, 2001).

Bezogen auf explosive Richtungswechsel treten unter intervallartigem Laufen und Sprinten kinematische Veränderungen in der initialen Bodenkontaktphase (Außenrotation Hüft-, Knie-, Sprunggelenk) sowie eine verletzungsrisikante verstärkte Innenrotation des Kniegelenkes im späteren Verlauf des Bodenkontaktes auf (Sanna & O'Connor, 2008). Im Einzelnen bleibt bei Betrachtung der beschriebenen Effekte allerdings unklar, ob es sich um ermüdungsinduzierte Kompensationen oder um Protektionsmechanismen handelt (vgl. Kap.12).

6.5.2.2 AUSWIRKUNGEN AUF DIE POSTURALE LANDEKONTROLLE

Aus Kap. 3.1 geht hervor, dass neben der Analyse des horizontalen COP Schwankungsverhaltens die posturale Landekontrolle häufig über die Berechnung des TTS und des DPSI erfolgt. Die Auswirkungen belastungsinduzierter Ermüdung auf die vertikale und horizontale posturale Landekontrolle wurden bisher wenig untersucht. Daneben ist die Datenlage uneinheitlich. So bewirkten intensive, lokale Kontraktionen der Unterschenkelmuskulatur bei gesunden Probanden sowohl eine längere TTS bei lateralen Landungen (Malmir et al., 2019) als auch eine unveränderte TTS und DPSI bei vertikalen und lateralen Landungen (Malmir et al., 2019; Wikstrom, Powers & Tillman, 2004).

Auch intensives, kraftbetontes Agilitytraining führte in Untersuchungen von Shaw et al. (2008) und Wikstrom et al. (2004) zu keiner Veränderung der TTS bei gesunden Probanden wohingegen Shills et al. (2003) und Brazen et al. (2010) eine Verlängerung der TTS bei gesunden Probanden und Patienten nach Verletzung des Sprunggelenks (vertikale Landungen) belegen. Ebenso führt intensives stufenförmiges Laufen zu einer Reduktion der posturalen Landekontrolle (TTS) in diagonalen (Steib, Hentschke et al., 2013; Steib, Zech, Hentschke & Pfeifer, 2013) und vertikaler Richtung (Kuni et al., 2014).

Insgesamt wird deutlich, dass ein erhebliches Forschungsdefizit hinsichtlich des Einflusses von niedrigintensivem und intensivem Laufen auf die vertikale und laterale posturale Landekontrolle sowie auf die dynamische Balance ('Y Balance Test') besteht. Eine systematische, intensitätsabhängige Analyse sowie das Ableiten trainingspraktischer Konsequenzen sind daher auf Basis aktueller Daten nicht möglich.

7 KONZEPTION UND HYPOTHESENBUILDUNG

In Sportsportarten treten häufig einbeinige Sprünge, Landungen und Richtungswechsel auf (Taylor et al., 2017). Aufgrund hoher vertikaler und horizontaler Beschleunigungs- und Bremsimpulse erfordern diese ein hohes Maß an motorischer Kontrolle.

Unter sportlicher Aktivität treten im zeitlichen Verlauf zentrale und periphere Ermüdungsmechanismen auf, die sowohl die neuromuskuläre Kraftproduktion als auch die motorische Kontrolle der unteren Extremitäten vermindern (Gandevia, 2001; Noakes, 2012). Hiervon ist u.a. die Regulation der Muskelstiffness, die funktionelle Gelenkkontrolle sowie die posturale Kontrolle betroffen (vgl. Kap. 6).

Da unter körperlicher Ermüdung die Leistungsfähigkeit in Sportsportarten beeinflusst wird und das Verletzungsrisiko ansteigt, zeigt sich die thematische Relevanz und praktische Bedeutung (vgl. Kap. 1).

Wie aus der Literaturanalyse (Kap. 6) hervorgeht bestehen aus methodischer Sicht Forschungslücken bezogen auf die intensitätsabhängige Analyse von Laufbelastungen und deren Auswirkungen auf die motorische Kontrolle.

Zwar wurden in vorherigen Studien die Auswirkungen belastungsinduzierter Ermüdung auf das Sprung- und Landeverhalten sowie auf die posturale Kontrolle thematisiert (vgl. Kap.6.1, 6.5.1 und 6.5.2.2), jedoch besteht hinsichtlich der neuromuskulären, metabolischen und kardiovaskulären Beanspruchung (Ermüdungsprotokolle) sowie der eingesetzten Testverfahren keine ausreichende Vergleichbarkeit der Daten.

Des Weiteren wurden überwiegend Testverfahren eingesetzt, die aus funktioneller Sicht keinen ausreichenden Ergebnistransfer in die Sportsportpraxis erlauben.

Da die Verletzungsinzidenz in Sportsportarten mit zunehmender körperlicher Ermüdung ansteigt kommt der Prävention von Verletzungen aus medizinischer und sozioökonomischer Sicht eine große Bedeutung zu (Brito et al., 2012; Ekstrand et al., 2011; Small, Mc Naughton, Greig & Lovell, 2010; VGB, 2017).

Das Ziel der vorliegenden Untersuchung bestand darin praxisrelevante Leistungsfaktoren zu evaluieren und mögliche Risikopotenziale zu erkennen, die durch sportliche Belastung beeinflusst werden.

Innerhalb eines kontrollierten, randomisierten 'Crossover Designs' (Abb. 24, Abb. 25) sollte systematisch der Einfluss unterschiedlicher Laufprotokolle auf die motorische Kontrolle untersucht werden. Dazu sollten bei vergleichbarer Bewegungsspezifik (Laufen) unterschiedliche metabolische,- kardiovaskuläre sowie neuromuskuläre und mechanische Intensitätsbereiche beansprucht werden (vgl. Kap. 5.1, -5.2 und 5.3).

Bezogen auf die motorischen Testverfahren (Kap. 8.4) sollte die Analyse innerhalb von spezifischen, einbeinigen Sprüngen, Landungen und Richtungswechseln erfolgen, die funktionell in die Sportsportpraxis übertragbar sind und sowohl maximale als auch submaximale Muskelkontraktionen erfordern.

Ergänzend sollten unspezifische Testaufgaben angewendet werden, die standardisiert zur Abschätzung der dynamischen posturalen Kontrolle sowie zur Gelenkkontrolle eingesetzt werden. Die zentrale Frage des Forschungsvorhabens lautet:

Unterscheidet sich die Wirkung intensiver und niedrigintensiver Laufprotokolle auf die motorische Kontrolle der unteren Extremitäten?

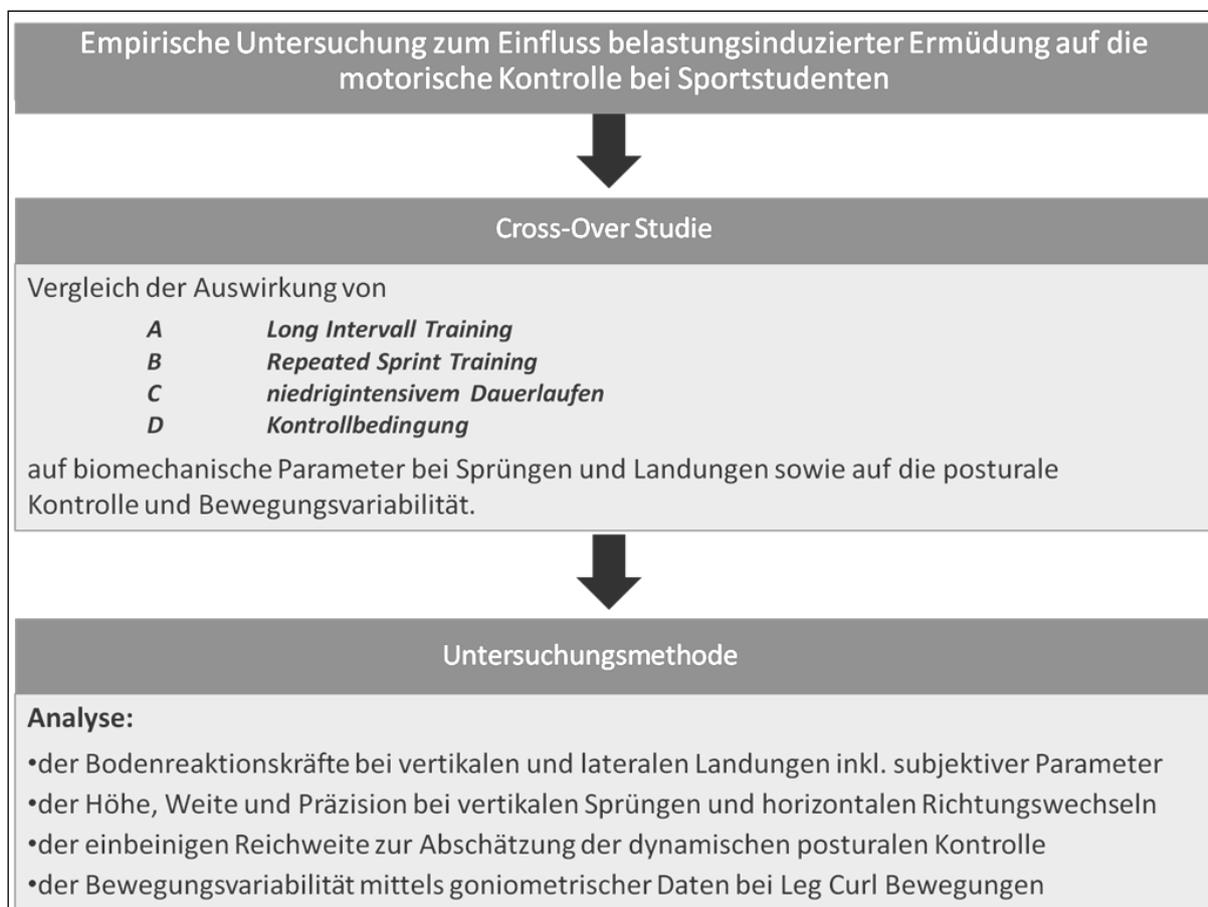


Abb. 24 Konzeption des Forschungsvorhabens

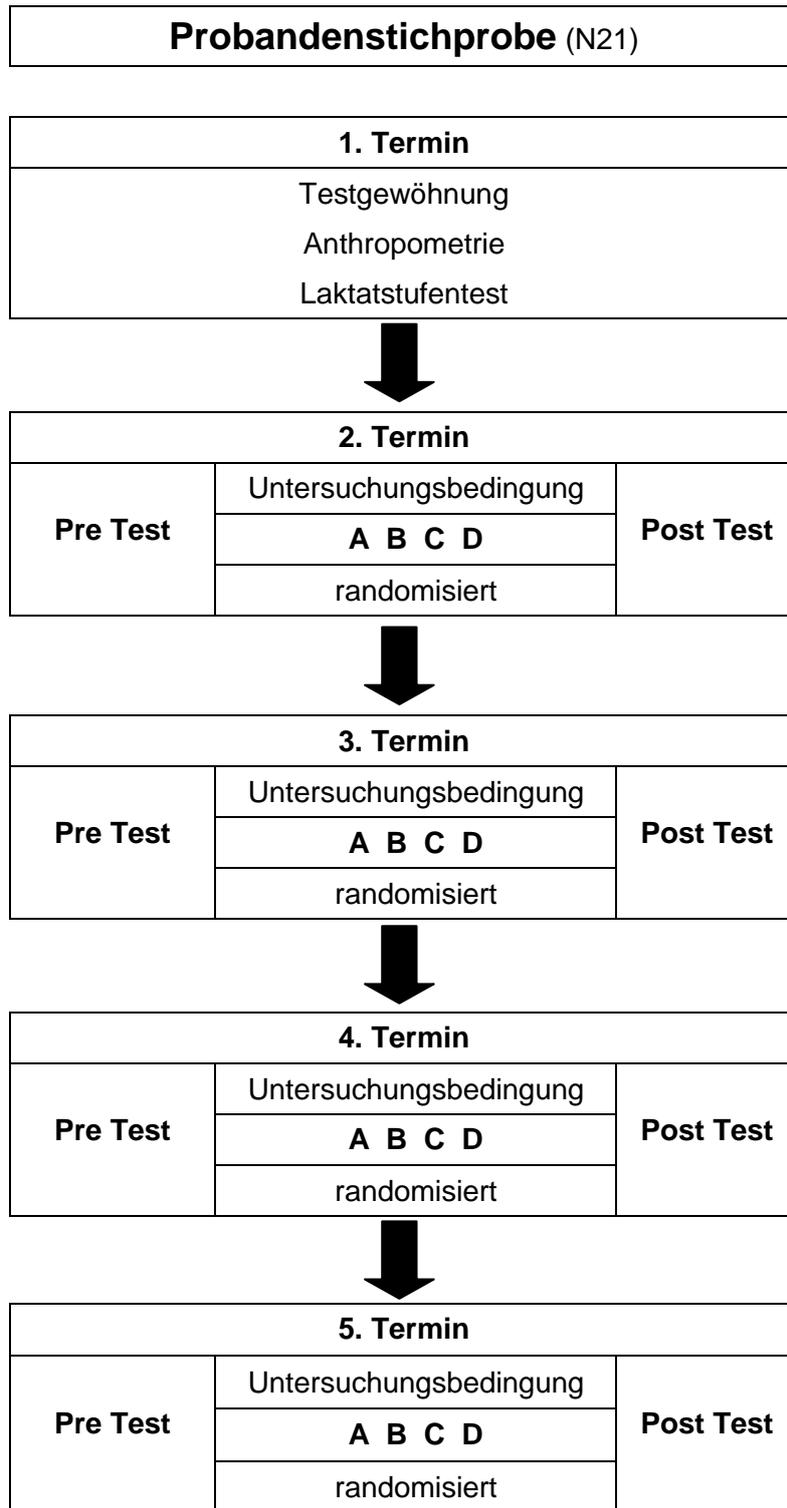


Abb. 25 Schematische Darstellung des Untersuchungsverlaufs

7.1 KONZEPTION TESTDESIGN

In der vorliegenden Interventionsstudie wurden vier Untersuchungsbedingungen in einem kontrollierten, randomisierten Cross Over Design für eine Messgruppe angewandt.

Da jeder Proband alle Untersuchungsbedingungen inklusive eines Pre- und Posttest absolvierte und die Reihenfolge der Untersuchungsbedingungen für jeden Probanden randomisiert wurde, konnten Sequenzeffekte kontrolliert werden.

Übertragungseffekte durch die Laufprotokolle sowie Testgewöhnungs- und Motivationseffekte wurden so ausbalanciert, was die interne Validität steigert (Bortz & Döring, 2009, S. 502, 549).

7.2 KONZEPTION UNTERSUCHUNGSBEDINGUNGEN

Die intensiven und niedrigintensiven Laufprotokolle der vorliegenden Studie (unabhängige Variablen) werden standardmäßig im Training von Spielsportarten eingesetzt. Im Rahmen der vorliegenden Untersuchung ist die Vergleichbarkeit der Ermüdungsprotokolle nach metabolischen, kardiopulmonalen und neuromuskulären Kriterien bei einheitlicher Bewegungsspezifität (Laufen) sichergestellt.

Wie in Kap. 6 verdeutlicht, wurde in bisherigen Studien überwiegend der Einfluss isolierter Ermüdungsprotokolle untersucht oder die vergleichende Wirkung koordinativ divergenter Ermüdungsprotokolle (lokal vs. global) evaluiert. Die Analyse unterschiedlicher Intensitätsbereiche bei vergleichbarer Bewegungsspezifität basiert demnach lediglich auf Literaturwissen und nicht auf empirischen Daten. Insbesondere zum Einfluss niedrigintensiven Laufens und RSE auf die motorische Kontrolle der unteren Extremitäten liegen nur wenige Daten vor.

7.3 KONZEPTION TESTVERFAHREN

Da Spielsportarten durch multidirektionale einbeinige Richtungswechsel (Cutting- und Abstoppmanöver) geprägt sind, die unter Ermüdung verletzungsrisikant sind, ist die Fähigkeit einbeinige vertikale und laterale Landungen postural zu kontrollieren und kinetische Energie zu absorbieren (Dämpfungsverhalten) von großer Bedeutung.

Daneben stellen maximale und submaximale vertikale Sprünge und horizontale Richtungswechsel leistungsbestimmende Faktoren in Spielsportarten dar. Der funktionelle Transfer wurde durch bisherige Studien, die den belastungsinduzierten Einfluss auf die motorische Kontrolle der unteren Extremitäten analysierten nur unzureichend berücksichtigt.

Zwar wurden die Auswirkungen auf die statische Balance vielfach untersucht (vgl. Kap. 6.4), allerdings ist eine generelle Übertragbarkeit der Ergebnisse auf die dynamische Balance sowie auf vertikale und laterale Landungen begrenzt (vgl. Kap. 3.3).

Ebenso bestehen Forschungslücken hinsichtlich explosiver Richtungswechsel, da bisher überwiegend Veränderungen der beidbeinigen vertikalen Sprungleistung sowie der einbeinigen horizontalen Sprungleistung ohne Richtungswechsel untersucht wurden (vgl. Kap. 6.1).

Auch hinsichtlich der submaximalen, feinmotorischen Kontrolle von Bewegungen liegen keine Studien vor, die die Auswirkungen auf die räumliche Sprungpräzision sowie die Variabilität der Bewegungsgeschwindigkeit bei Leg- Curls untersucht haben.

Die hier verwendeten spezifischen und unspezifischen Testverfahren ermöglichten somit die Analyse eines breiten Spektrums sensomotorischer Beanspruchung.

Da neben dem subjektiven Stabilitätsempfinden bei Landungen, die Beweglichkeit des Sprunggelenks evaluiert wurde, konnten Zusammenhänge mit unterschiedlichen biomechanischen Lande- und Sprungparametern geprüft werden.

7.4 HYPOTHESENBUILDUNG

Im folgenden Abschnitt werden die Arbeitshypothesen zum Einfluss intensiven und niedrigintensiven Laufens auf biomechanische Sprung- und Landeparameter, auf die dynamische Balance sowie auf die lokale Gelenkkontrolle aufgeführt.

Ausgehend vom aktuellen Literaturstand zeigt sich, dass intensives und niedrigintensives Laufen die Maximalkraft der Oberschenkelmuskulatur verringert. Eine Abnahme der Sprungleistung hingegen wurde überwiegend im Zusammenhang mit RSE sowie mit sportartspezifischem Laufen und Sprinten nachgewiesen (vgl. Kap. 6.1). Metabolisch werden unter diesen Bedingungen neben dem oxidativen- und glykolytischen- insbesondere das ATP-PCr System beansprucht. Desweiteren kommt es zu einer hohen mechanischen und neuromuskulären Beanspruchung (vgl. Kap. 5.2). Es ergeben sich folgende Hypothesen:

Hypothese 1:

- a. Die Untersuchungsbedingungen LIT (Long Intervall Training), RSE (Repeated Sprint Exercise) und niedrigintensives Dauerlaufen (60)²⁰ reduzieren im Vergleich zur Kontrollbedingung die einbeinige und beidbeinige vertikale Sprunghöhe.
- b. RSE bewirkt eine stärkere Reduktion der einbeinigen und beidbeinigen vertikalen Sprunghöhe als LIT und niedrigintensives Dauerlaufen.
- c. Laufen (RSE/LIT/60) reduziert im Vergleich zur Ruhebedingung (Kontrolle) die einbeinige und beidbeinige vertikale Sprunghöhe.

Hypothese 2:

- a. Die Untersuchungsbedingungen LIT, RSE und niedrigintensives Dauerlaufen reduzieren im Vergleich zur Kontrollbedingung die einbeinige horizontale Sprungweite.
- b. RSE bewirkt eine stärkere Reduktion der einbeinigen horizontalen Sprungweite als LIT und niedrigintensives Dauerlaufen.
- c. Laufen (RSE/LIT/60) reduziert im Vergleich zur Ruhebedingung (Kontrolle) die einbeinige horizontale Sprungweite.

In Kap. 4.2.4 und 4.2.5 wurde beschrieben, dass belastungsinduzierte Ermüdung u.a. die sensorische Funktion sowie die afferente Integration auf zentraler und spinaler Ebene verändert. In Abhängigkeit der Untersuchungsmethodik wurde nachgewiesen, dass hiermit eine Beeinträchtigung der Kraft- Stellungs- und Bewegungskontrolle der unteren Extremitäten unter submaximalen Kontraktionen verbunden ist (Missenard et al., 2009; Proske, 2019; Singh et al., 2010).

Aus der Literatur (vgl. Kap. 6.3) geht hervor, dass insbesondere solche Ermüdungsprotokolle die Bewegungstechnik sowie die räumliche Bewegungs- und Objektkontrolle verändern, die durch eine anaerob laktazide und anaerob alaktazide Energiebereitstellung geprägt sind und/oder mit einer hohen neuromuskulären und mechanischen Beanspruchung verbunden sind. Obwohl die räumliche Sprungpräzision bisher nicht evaluiert wurde, ist daher von intensitätsabhängigen Effekten auszugehen. Hieraus ergibt sich:

²⁰ Die Abkürzung '60' und bezieht sich auf das im Rahmen der Untersuchung angewendete 60 minütige niedrigintensive Laufprotokoll (vgl. Kap. 8.3.1).

Hypothese 3:

- a. Die Untersuchungsbedingungen LIT, RSE und niedrigintensives Dauerlaufen reduzieren im Vergleich zur Kontrollbedingung die räumliche Sprungpräzision.
- b. HIIT (LIT/RSE) bewirkt eine stärkere Reduktion der räumlichen Sprungpräzision als niedrigintensives Dauerlaufen.
- c. Laufen (RSE/LIT/60) reduziert im Vergleich zur Ruhebedingung (Kontrolle) die räumliche Sprungpräzision.

Kompensatorische Änderungen der Bewegungstechnik sind mit einem Anstieg der Bewegungsvariabilität verbunden (Davids et al., 2003; Preatoni et al., 2013).

Da die Auswirkungen belastungsinduzierter Ermüdung auf die Bewegungsvariabilität bisher überwiegend in der geschlossenen kinetischen Kette evaluiert wurden bestand das Ziel darin, die intensitätsabhängige Effekte bei Leg- Curl Bewegungen (offene kinetische Kette) zu prüfen:

Hypothese 4:

- a. Die Untersuchungsbedingungen LIT, RSE und niedrigintensives Dauerlaufen steigern im Vergleich zur Kontrollbedingung die Winkelgeschwindigkeit (ω) sowie die Varianz [ω] bei Leg- Curl Bewegungen.
- b. HIIT (LIT/RSE) steigert die Winkelgeschwindigkeit (ω) sowie die Varianz [ω] bei Leg- Curl Bewegungen stärker als niedrigintensives Dauerlaufen.
- c. Laufen (RSE/LIT/60) steigert im Vergleich zur Ruhebedingung (Kontrolle) die Winkelgeschwindigkeit (ω) sowie die Varianz [ω] bei Leg- Curl Bewegungen.

Nach Paillard (2012) verändert sich das Ausmaß der posturalen Kompensation in Abhängigkeit der Sauerstoffaufnahme. Aus Kap. 3.3 geht hervor, dass die dynamische Balance im Gegensatz zur statischen Balance stärker von der Explosiv- und Maximalkraft der gelenkstabilisierenden Muskulatur abhängt. Somit ist für die dynamische Balance und für die posturalen Landekontrolle von intensitätsabhängigen Auswirkungen auszugehen. Obwohl die Datenlage uneinheitlich ist, gibt es Hinweise, dass intensives lokales Krafttraining und intensive Ganzkörperbelastungen wie Radfahren, Laufen und Agilitytraining die einbeinige Reichweite ('Y Balance Test') reduzieren. Neben der uneinheitlichen Datenlage existieren Forschungslücken hinsichtlich der Auswirkungen laufspezifischer Belastungen (niedrigintensives Dauerlaufen, LIT und RSE) auf die einbeinige Reichweite.

Daher wird geprüft:

Hypothese 5:

- a. Die Untersuchungsbedingung LIT, RSE und niedrigintensives Dauerlaufen reduzieren im Vergleich zur Kontrollbedingung die einbeinige Reichweite.
- b. HIIT (LIT/RSE) bewirkt eine stärkere Reduktion der einbeinigen Reichweite als niedrigintensives Dauerlaufen.
- c. Laufen (RSE/LIT/60) reduziert im Vergleich zur Ruhebedingung (Kontrolle) die einbeinige Reichweite.

Die Landekontrolle hängt neben der Regulation der Kraft und Muskelstiffness von der funktionellen Gelenkkontrolle sowie der posturalen Kontrolle ab (Hewitt et al., 2012; Latash, 2013; Mc Keon & Hertel, 2008; Stehle et al., 2009, S. 13–15).

Aus Kap. 6.5.2.1 geht hervor, dass das Landeverhalten durch ermüdungsbedingte Kompensationen und protektive Mechanismen (kinematische-, kinetische-, neuromuskuläre Parameter) verändert wird. Die aktuelle Datenlage zu den belastungsinduzierten Auswirkungen auf die dynamische posturale Kontrolle (Stabilisations- und Dämpfungsverhalten) bei vertikalen und lateralen Landungen ist uneinheitlich und berücksichtigt neben lokaler Ermüdung, Agilitytraining und intensives Dauerlaufen. Daher besteht das Ziel darin, weiterführende Daten zu den Auswirkungen laufspezifischer Belastungen (niedrigintensives Dauerlaufen, LIT und RSE) auf die posturale Landekontrolle zu sammeln:

Hypothese 6:

- a. Die Untersuchungsbedingungen LIT, RSE und niedrigintensives Dauerlaufen verändern die COP Spurlänge sowie den DPSI bei einbeinigen vertikalen Landungen im Vergleich zur Kontrollbedingung.
- b. HIIT (LIT/RSE) bewirkt eine stärkere Veränderung der COP Spurlänge sowie des DPSI bei einbeinigen vertikalen Landungen als niedrigintensives Dauerlaufen.
- c. Laufen (RSE/LIT/60) verändert im Vergleich zur Ruhebedingung (Kontrolle) die COP Spurlänge sowie den DPSI bei einbeinigen vertikalen Landungen

Hypothese 7:

- a. Die Untersuchungsbedingungen LIT, RSE und niedrigintensives Dauerlaufen verändern die COP Spurlänge sowie den DPSI bei einbeinigen lateralen Landungen im Vergleich zur Kontrollbedingung.
- b. HIIT (LIT/RSE) bewirkt eine stärkere Veränderung der COP Spurlänge und des DPSI bei einbeinigen lateralen Landungen als niedrigintensives Dauerlaufen.
- c. Laufen (RSE/LIT/60) verändert im Vergleich zur Ruhebedingung (Kontrolle) die COP Spurlänge und den DPSI bei einbeinigen lateralen Landungen.

Parallel zu den biomechanischen Landeparametern sollte die Entwicklung des subjektiven Stabilitätsempfindens in der Landephase analysiert und eine intensitätsabhängige Entwicklung geprüft werden:

Hypothese 8:

- a. Die Untersuchungsbedingungen LIT, RSE und niedrigintensives Dauerlaufen verändern das subjektive Stabilitätsempfinden bei einbeinigen vertikalen und lateralen Landungen im Vergleich zur Kontrollbedingung.
- b. HIIT (LIT/RSE) bewirkt eine stärkere Abnahme des subjektiven Stabilitätsempfindens bei einbeinigen vertikalen und lateralen Landungen als niedrigintensives Dauerlaufen.

Untersuchungen zeigen, dass die statische Balance und die posturale Landekontrolle von Patienten nach Verletzungen des Sprunggelenks und gesunden Probanden durch Mobilisation des oberen Sprunggelenks verbessert werden konnte (vgl. Kap 3.4). Daher sollte ein möglicher Zusammenhang zwischen der Beweglichkeit des Sprunggelenks und den biomechanischen Lande- und Sprungparametern sowie der einbeinigen Reichweite für die Untersuchungsstichprobe geprüft werden.

Hypothese 9:

- a. Es besteht ein korrelativer Zusammenhang zwischen der Beweglichkeit des oberen Sprunggelenks und den biomechanischen Landeparametern, der Sprungleistung (Weite, Höhe, Präzision) sowie der einbeinigen Reichweite.

8 METHODIK

Die prospektive, randomisierte, aktiv kontrollierte, klinische Interventionsstudie wurde im Zeitraum von Dezember 2016 bis Juni 2017 im Labor des Institutes für Bewegungs- und Trainingswissenschaft der Bergischen Universität Wuppertal durchgeführt. Um die Bereitschaft zur Teilnahme zu steigern wurden in einem vorgeschalteten Informationstermin inhaltliche Ziele der Studie erörtert und organisatorische Aspekte besprochen.

8.1 PROBANDENSTICHPROBE

Die Probandenstichprobe wurde aus männlichen und weiblichen Sportstudierenden der Bergischen Universität Wuppertal im Alter zwischen 18 und 35 Jahren rekrutiert, die in den zurückliegenden sechs Monaten regelmäßig sportlich aktiv waren ($\geq 2x/Woche$; ≥ 30 Minuten). Zu den Ausschlusskriterien zählten:

- vergangene schwere Verletzungen der unteren Extremitäten mit OP-Indikation (Frakturen/Bandverletzungen an Sprung-, Knie-, Hüftgelenk)
- Verletzungen der Wirbelsäule (Fraktur/Bandscheibenhernie)
- chronische Rücken- und Gelenkschmerzen
- akute Muskelverletzungen der Bein-, Hüft- und Rumpfmuskulatur
- Herz-Kreislauferkrankungen
- vestibuläre Störung und Gehirnerschütterung ≤ 3 Monaten
- akute Infekte der oberen Atemwege sowie Entzündung des Innenohrs
- rheumatische Erkrankungen

Der erforderliche Stichprobenumfang wurde zuvor mit Hilfe der Software G*Power 3.1.9.2 (Faul, Erdfelder, Land & Buchner, 2007) unter Berücksichtigung einer Drop-out Rate von 10% berechnet (vgl. 8.5). Insgesamt wurden 22 Probanden rekrutiert. Ein Proband wurde ausgeschlossen.

Tabelle 3 Anthropometrische Daten und Sprungbeinverteilung der Probandenstichprobe.

	Anzahl (N)		Alter [Jahre]	Größe [cm]	Gewicht [kg]	BMI [kg/m ²]	Beinlänge [cm]	Sprungbein re (N) li (N)	
Männer	12	MW	23,92 ±2,57	181,02 ±9,25	76,05 ±8,93	21,29 ±2,54	95,13 ±6,52		
Frauen	9	MW	22,00 ±2,45	168,24 ±3,82	60,49 ±9,03	21,29 ±2,54	88,22 ±2,79		
gesamt	21	MW	23,14 ±2,59	176,40 ±10,33	70,35 ±12,36	22,46 ±2,36	92,70 ±6,58	8	13

Abkürzungen: MW, Mittelwert (Standardabweichung); BMI, Body-Mass-Index

Alle Probanden unterzeichneten vor dem Start der Untersuchungsreihe eine schriftliche Einverständniserklärung in der die freiwillige Teilnahme unter Berücksichtigung möglicher Risiken sowie die anonymisierte Datenverarbeitung zu wissenschaftlichen Zwecken bestätigt wurde.

8.2 VERSUCHSAUFBAU

Der Untersuchungsablauf umfasste fünf separate Messtermine. Der erste Termin (Kap. 8.2.2) diente neben der Testgewöhnung der Ermittlung anthropometrischer Daten sowie der Bestimmung der individuellen aeroben Schwelle und maximalen Herzfrequenz (Laktatdiagnostik). Während der folgenden vier Messtermine absolvierte jeder Proband drei unterschiedliche Laufprotokolle (Kap. 8.3.1, 8.3.2, 8.3.3) sowie die Kontrolluntersuchung (Kap. 8.3.4) in randomisierter Reihenfolge.

Um Ermüdungseinflüsse durch vorangegangene Belastungen auszuschließen betrug der zeitliche Abstand zwischen den Messterminen \geq drei Tage. Um einen systematischen Belastungs- und Testverlauf zu gewährleisten betrug die Zeitspanne zwischen den Messterminen \leq 14 Tage.

Zu jedem Messtermin²¹ wurden die abhängigen Parameter vor (Pretest) und unmittelbar nach (Posttest) der Durchführung des Laufprotokolls erhoben. Darüber hinaus wurde sichergestellt, dass die Probanden 48 Stunden vor einem Messtermin keiner intensiven körperlichen Beanspruchung ausgesetzt waren und eine ausreichende Flüssigkeits- und Kohlenhydrataufnahme gewährleistet war.

Tabelle 4 Exemplarischer Untersuchungsverlauf. Die Laufprotokolle und Kontrollbedingung wurden in randomisierter Reihenfolge absolviert.

1. Termin		Eingangsmessung / Anthropometrie / Laktatdiagnostik		
2. Termin	Pre Test	Long Intervall Training	4x4 Min 90-95% HR [max]	Post Test
3. Termin	Pre Test	Repeated Sprint Training	6x2x20m	Post Test
4. Termin	Pre Test	Niedrigintensiver Dauerlauf	60 Min \leq aerobe Schwelle	Post Test
5. Termin	Pre Test	Kontrollbedingung	30 Min sitzen	Post Test

²¹ Ausnahme 1. Termin: Zur Bestimmung der abhängigen Parameter wird nur die Eingangsmessung zur Testgewöhnung durchgeführt.

8.2.1 ABLAUF EIN- UND AUSGANGSMESSUNG

Vor und nach dem Absolvieren der Laufprotokolle sowie der Kontrollbedingung wurden die Testaufgaben in folgender Reihenfolge durchgeführt:

- `Warm Up`²² (nur Eingangsmessung).
- Durchführung der Sprung- und Landeaufgaben (Kap. 8.4.1) zur Bestimmung der Sprunghöhe, der Sprungweite, der Sprungpräzision sowie der vertikalen und lateralen vertikalen posturalen Landekontrolle (Bodenreaktionskräfte).
- `Y-Balance Test` zur Bestimmung der einbeinigen Reichweite (Kap.8.4.3).
- Goniometrie bei Leg- Curl Bewegungen zur Bestimmung der Bewegungsvariabilität (Kap. 8.4.2).

Die Gesamtzeit des Testablaufs (ohne `Warm Up`) lag durchschnittlich bei 11 Minuten.

8.2.2 TESTGEWÖHNUNG, ANTHROPOMETRIE UND LAKTATDIAGNOSTIK

Im ersten Untersuchungstermin wurden die anthropometrischen Daten erhoben, die Testübungen demonstriert und durch die Probanden erprobt. Anschließend absolvierten die Probanden eine vollständige Testsequenz, um sich an den Ablauf zu gewöhnen. Im Anschluss wurde ein Laufbandstufentest (Laktatdiagnostik) durchgeführt, um die Intensitätsbereiche des niedrigintensiven Dauerlaufs (Kap. 8.3.1) sowie des LIT (Kap. 8.3.2) ableiten zu können.

Anthropometrie:

Neben Angaben zum Alter und zum Sprung- bzw. Landebeeinbein (eigenständige Auswahl) wurden folgende Parameter erfasst:

- Körpergewicht [kg] (geeichte Waage, Seca 876, Germany)
- Körpergröße [cm] (Stadiometer, Seca 213, Germany)
- Beinlänge [cm] (Maßband, Seca, 201, Germany)

Die Beinlänge wurde in Rückenlage bestimmt und war definiert als der Abstand zwischen der Spina iliaca anterior superior (SIAS) und dem distalen Anteil des Malleolus medialis (Plisky, Rauh, Kaminsky & Underwood, 2006).

- Dorsalflexion des oberen Sprunggelenks (OSG)

Das Ausmaß der Dorsalflexion des OSG wurde mittels `Weight-Bearing Lunge Test` erfasst (Bennell et al., 1998; Fong et al., 2011; Hoch et al., 2015; Konor, Morton, Eckerson & Grindstaff, 2012). Der Proband steht in Schrittstellung frontal zu einer Wand

²² `Warm Up`: Vier Minuten Laufen (Laufband) bei subjektiver Steuerung der Belastungsintensität per Borgskala (RPE 9-11).

(Abstand Fußspitze/Wand: 2cm). Der Fuß wird vorne aufgestellt. Anschließend beugt der Proband das Kniegelenk des vorderen Beins und berührt mit dem Knie die Wand ohne die Ferse vom Boden zu lösen. Anschließend entfernt er den Fuß schrittweise, jeweils 1cm von der Wand und wiederholt den Knievorschub (Wandkontakt). Mittels Maßband (Seca, 201, Germany) wird der maximale Abstand [cm] zwischen Wand und Fußspitze gemessen bei dem gleichzeitig ein Kontakt zwischen Ferse und Boden sowie zwischen Knie und Wand besteht. Zur statistischen Auswertung wurde der maximale Abstand als Mittelwert aus drei gültigen Versuchen verwendet.

Laktatdiagnostik zur Bestimmung der individuellen aeroben Schwelle

Zur Bestimmung der individuellen aeroben Schwelle (AeS) und HF_{max} wurde ein Laktatstufentest auf einem motorisierten geeichten Laufband (HP Cosmos Pulsar, Nussdorf-Traunstein, Germany) durchgeführt. Die Herzfrequenz wurde über die gesamte Testdauer in 2–Sek Intervallen über Short-Range Telemetrie (Brustgurt, Suunto, t6, Vantaa, Finnland) aufgezeichnet. Zur Analyse der Blutlaktatkonzentration wurden 20 μ L Kapillarblut vom Ohrläppchen vor Belastungsbeginn und unmittelbar nach Ende jeder Belastungsstufe (Pausenphase) sowie nach Belastungsabbruch entnommen und mittels Laktatanalyzer (EKF-Diagnostics Biosen C_Line Sport, London, United Kingdom) analysiert.

Die Probanden absolvierten ein etabliertes Testprotokoll bei einer mittleren Umgebungstemperatur von $24,5 \pm 0,9^{\circ}\text{C}$ und einer Luftfeuchtigkeit von $31 \pm 8,5\%$ bis zur maximalen Ausbelastung (Roecker, 2013; Swiss Olympic, 2015, S. 27).

Design Laufbandstufentest

Anfangsgeschwindigkeit:	7 km/h
Stufendauer:	5 Minuten
Pausendauer:	30 Sek (Laktatabnahme) und Bestimmung des subjektiven Belastungsempfindens (RPE 1-20)
Inkrement:	2 km/h
Laufbandsteigung:	1%
Abbruchkriterium:	Wegspringen; verbales Verlangen des Testabbruchs
Nachbelastungs-Geschwindigkeit:	7 km/h

Die individuelle AeS wurde als die höchste Belastung/Laufgeschwindigkeit [km/h] definiert, bei der die Laktatkonzentration noch dem Ruhewert entspricht. Sie spiegelt die Laufgeschwindigkeit [km/h] wider bei der der Anstieg der Laktatkonzentration zur nächsten Stufe erstmals $>0,4$ mmol/L beträgt (Swiss Olympic, 2015, S. 28). Die HF_{max} entsprach der HF bei Belastungsabbruch.

8.3 ERMÜDUNGSPROVOKATION UND KONTROLLBEDINGUNG

Im folgenden Abschnitt werden die zur Ermüdungsprovokation verwendeten Laufprogramme sowie die Kontrollbedingung erörtert.

8.3.1 NIEDRIGINTENSIVE DAUERLAUFBELASTUNG

Die Probanden liefen über eine Dauer von 60 Minuten auf einem motorisierten geeichten Laufband (HIP Cosmos Pulsar, Nussdorf-Traunstein, Germany) im Untersuchungslabor. Die individuelle Laufgeschwindigkeit [km/h] ($7 \pm 0,8$ km/h) wurde anhand der individuellen AeS (Laktatstufentest) abgeleitet und lag im Bereich von $15 \text{ S/Min} < \text{HF}_{\text{AeS}}$.

Bezogen auf allgemeine Trainingsempfehlungen für Laufsportarten handelt es sich hierbei um einen ´regenerativen` Trainingsbereich (Swiss Olympic, 2015, S. 29).

Das subjektive Belastungsempfinden ($11,3 \pm 0,48$ RPE) wurde in 10 minütigen Abständen mittels Borgskala erfasst. Um einen möglichen ermüdungsinduzierten Anstieg der Trainingsbeanspruchung zu vermeiden wurde die Laufgeschwindigkeit um 0,5 km/h verringert, wenn der RPE Wert ≥ 14 entsprach (Menzies et al., 2010; Scherr et al., 2013).

Nach Beendigung des Laufprotokolls startete die Ausgangsmessung nach etwa 20 Sekunden.

8.3.2 LONG INTERVALL TRAINING

Die Probanden absolvierten ein standardisiertes 4x4 Minuten Protokoll auf einem motorisierten Laufband (HIP Cosmos Pulsar, Nussdorf-Traunstein, Germany) (Ferrari Bravo et al., 2008; Helgerud et al., 2007; Ramos, Dalleck, Tjonna, Beetham & Coombes, 2015). Nach der Durchführung eines 10 minütigen ´warm ups` bei selbst gewählter Laufgeschwindigkeit wurden 4x4 Minuten Intervalle bei 90-95% [HF_{max}] ($194 \pm 7,3$ HF) mit einer drei minütigen aktiven Pause bei 70% [HF_{max}] ($135,8 \pm 5,2$ HF) absolviert.

Die Laufgeschwindigkeit ($13,2 \pm 1,9$ km/h) wurde manuell durch den Versuchsleiter so reguliert, dass das Erreichen der individuellen Zielherzfrequenz jeweils innerhalb von 90 Sekunden sichergestellt wurde. Das subjektive Beanspruchungsempfinden RPE ($16,9 \pm 1,2$) wurde jeweils 15 Sekunden vor Ende der Intervallphase ermittelt.

Nach Beendigung des Laufprotokolls startete die Ausgangsmessung nach etwa 20 Sekunden.

8.3.3 REPEATED SPRINT EXERCISE

Es wurde ein standardisierter Repeated Sprint Ability - Test, bestehend aus sechs maximalen Shuttlesprints über eine Distanz von 40m (2x20m mit 180° Richtungswechsel) durchgeführt (Andrade, Santiago, Kalva-Filho, Campos & Papatir, 2014; Baldi et al., 2016; Rampinini et al., 2007).

Der Test wurde auf Betonuntergrund im angrenzenden Gebäude des Untersuchungslabors absolviert. Zwei Doppellichtschranken (TDS Werthner Sport Consulting, Linz, Austria) wurden zur Zeitmessung verwendet. Die Ausgangsmessung begann mit etwa zweiminütiger Zeitverzögerung im Untersuchungslabor.

Ablauf RSA Test

Nach einem fünfminütigen standardisierten 'Warm Up' (zwei Minuten Laufen bei RPE 8-10; 4x10m Sidesteps; 4x10m Hopslerlauf; 4x Tuckjumps; 3x submaximale Shuttlesprints mit 20 Sekunden Pause) wurde ein 'vorläufiger' maximaler Shuttlesprint durchgeführt.

Dazu gab der Testleiter fünf Sekunden vor dem Start das Signal »bereit machen«.

Nach dem Signal »starten« konnte der Proband selbstständig den Shuttlesprint 0,5m vor der Lichtschranke (Start Zeitmessung) starten. Nach 20m musste der Proband eine Bodenmarkierung mit dem Fuß berühren und 20m zurück sprinten (Ende Zeitmessung). In Folge des 'vorläufigen' Shuttlesprints wurde der erste Shuttlesprint (Nr. 1) nach einer fünfminütigen passiven Pause durchgeführt. Gültig war Shuttlesprint Nr.1, wenn die Sprintzeit \leq vorl. Shuttlesprint + 2,5% lag. Zwischen den Shuttlesprints Nr.1-6 wurde jeweils eine 20 sekundige passive Pause eingehalten.

8.3.4 KONTROLLBEDINGUNG

Um eine Abgrenzung zwischen dem Einfluss der unterschiedlichen Laufprotokolle auf die abhängigen Parameter zu ermöglichen hielten die Probanden an einem der Messtermine zwischen der Pre- und Postmessung eine entspannte, sitzende Position über 30 Minuten ein. Die Dauer entsprach damit der durchschnittlichen Dauer der übrigen Laufprotokolle. Vor der Ausgangsmessung führten die Probanden erneut ein `Warm Up` durch.

8.4 VERSUCHSDURCHFÜHRUNG UND ABHÄNGE VARIABLEN

Im Folgenden Abschnitt werden die Testverfahren und die abhängigen Variablen (Messparameter) beschrieben.

8.4.1 SPRÜNGE, LANDUNGEN UND RICHTUNGSWECHSEL

Um sportartspezifische Bewegungen zu simulieren wurden vertikale und horizontal ausgerichtete Sprünge, Landungen und Richtungswechsel durchgeführt.

Die Bodenreaktionskräfte wurden mit einer zweigetrennten Kraftmessplatte (9286AA und 9287BA, Kistler Instruments AG, Winterthur, Switzerland) auf Basis einer Abtastrate von 1000 Hz erfasst (Lab VIEW 2010, National Instruments, Austin, TX, USA) (Hoppe et al., 2015; Pieper, Baumgart, Freiwald & Jansen, 2010). Zur Gewöhnung an die Versuchsdurchführung wurden je Sprungform jeweils drei Probesprünge absolviert. Die Pausenzeit zwischen den Sprüngen betrug jeweils 15 Sek. Folgende Sprungformen wurden in standardisierter Reihenfolge absolviert:

1. Beidbeiniger Counter Movement Jump (CMJ_{BB})
2. Einbeiniger Counter Movement Jump (CMJ_{EB})
3. Einbeinige laterale Landung (laterale Landung_{EB})
4. Einbeiniger Weitsprung nach 90° Richtungswechsel (RW_{EB} / Weite)
5. Einbeiniger Präzisionssprung nach 90° Richtungswechsel (RW_{EB} / Präzision)

8.4.1.1 EIN- UND BEIDBEINIGE SPRÜNGE

Der einbeinige Counter-Movement Jump (CMJ_{EB}) und der beidbeinige Counter-Movement Jump (CMJ_{BB}) werden standardmäßig zur Sprungkraftanalyse (langer DVZ) durchgeführt (Baumgart, Schubert, Hoppe, Gokeler & Freiwald, 2017; Bishop, Read, Mc Cubbine & Turner, 2021; Harman, Rosenstein, Frykman & Rosenstein, 1990; Hewit et al., 2012; Troester, Jasmin & Duffild, 2018; Wank & Heger, 2009).

Je nach Sprungtyp standen die Probanden in einer aufrechten Standposition (Knie- und Hüftgelenksstreckung) auf einer bzw. zwei getrennten Kraftmessplatten und sprangen nach einer explosiven Hock-Streck Bewegung mit freiem Armschwung (Ausholbewegung) maximal in vertikaler Richtung ab. Das Ausmaß der Ausholbewegung (Knie- Hüftflexion) konnte selbst gewählt werden. Erfasst wurden die vertikalen und horizontalen Bodenreaktionskräfte (Abb. 26; Abb. 27). Zur Bestimmung der Landekontrolle (CMJ_{EB}) wurde der Proband aufgefordert nach der Landung möglichst schnell eine stabile einbeinige Standposition über eine Dauer von fünf Sekunden einzunehmen.

Kam es in Folge der Landung zu einem Gleichgewichtsverlust war der Versuch ungültig und musste wiederholt werden.

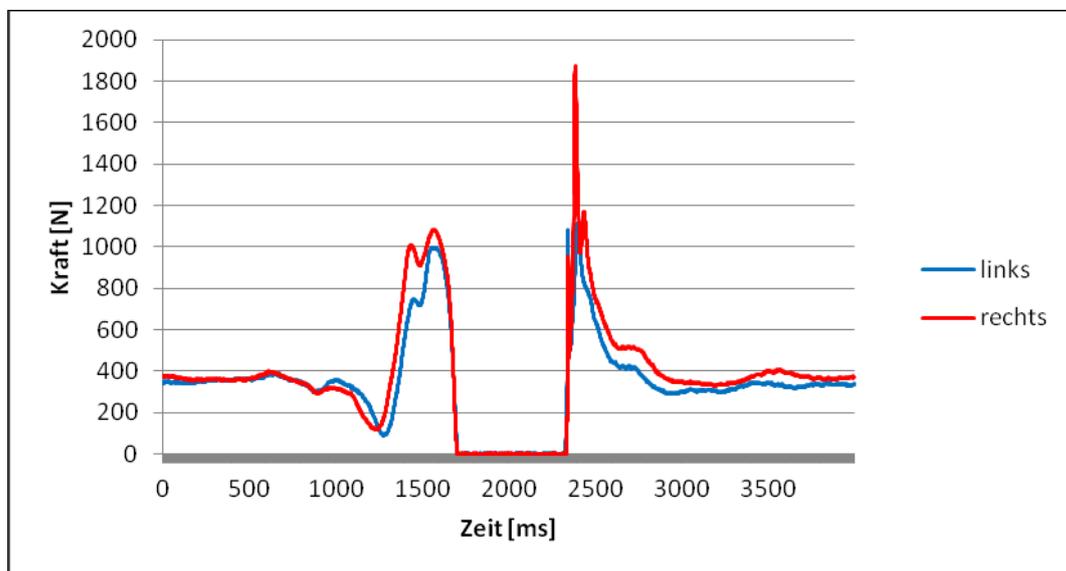


Abb. 26 Exemplarischer Kraft-Zeit-Verlauf CMJ_{BB}

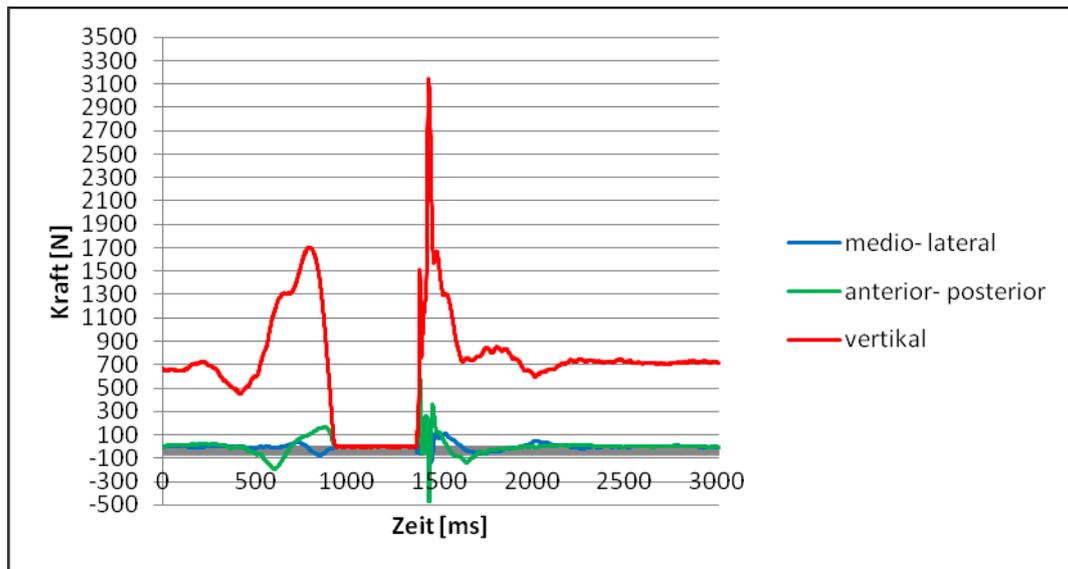


Abb. 27 Exemplarischer Kraft-Zeit-Verlauf eines CMJ_{EB}



Abb. 28 Bewegungsablauf CMJ_{EB}

Messparameter

- **Sprunghöhe_{max}**

Die Sprunghöhe_{max} wurde für den CMJ_{BB} und CMJ_{EB} durch die Impuls-Moment Methode (Bodenreaktionskräfte) berechnet (Linthorne, 2001).

Zur statistischen Auswertung der Sprunghöhe $_{max}$ wurde der Mittelwert aus zwei gültigen Versuchen verwendet.

- **´dynamic postural stability index` DPSI / $DPSI_{rel}$**

Zur Operationalisierung der posturalen Landekontrolle wurde der ´dynamic postural stability index` (DPSI) aus den Messdaten der horizontalen und vertikalen Bodenreaktionskräften nach der Landung (initialer Kontakt) berechnet (Huurnink et al., 2019; Liu et al., 2013; Wikstrom et al., 2004; Wikstrom, Tillmann et al., 2005; Wikstrom, Tillman & Borsa, 2005).

Der DPSI, der insbesondere das Dämpfungsverhalten widerspiegelt, resultiert aus drei separaten ´stability indecies` (SI), die sich auf die jeweiligen Kraftvektoren beziehen:

Medio-lateral (MLSI); Anterior-Posterior (APSI); Vertikal (VSI)

Zur Berechnung des DPSI werden die Schwankungen um einen definierten Grenzwert erfasst. Bezogen auf die horizontalen Bodenreaktionskräfte (MLSI und APSI) wird dabei die mittlere quadratische Abweichung um den Punkt 0 innerhalb einer Zeitspanne von drei Sekunden nach der Landung berechnet:

$$\text{MLSI} = \sqrt{[\sum(\mathbf{0} - x)^2 / \text{Anzahl Messdatenpunkte}]}$$

$$\text{APSI} = \sqrt{[\sum(\mathbf{0} - y)^2 / \text{Anzahl Messdatenpunkte}]}$$

Bezogen auf die vertikalen Bodenreaktionskräfte (VSI) wurde die mittlere quadratische Abweichung um das Körpergewicht des Probanden drei Sekunden nach der Landung (initialer Kontakt) berechnet:

$$\text{VSI} = \sqrt{[\sum(\textit{body weight} - z)^2 / \text{Anzahl Messdatenpunkte}]}$$

Der DPSI stellt somit einen übergeordneten Messparameter dar, der aus dem MLSI, APSI und VSI resultiert:

$$\text{DPSI} = \sqrt{[\sum(\mathbf{0} - x)^2 + \sum(\mathbf{0} - y)^2 + \sum(\textit{Körpergewicht} - z)^2 / \text{Anzahl Messdatenpunkte}]}$$

Zur statistischen Auswertung wurde der $DPSI_{rel}$ als Mittelwert aus zwei gültigen Versuchen verwendet.

Da das Ausmaß der Sprunghöhe die posturale Landekontrolle beeinflusst, wurden zur statistischen Auswertung innerhalb des CMJ_{EB} der sprunghöhenrelativierte DPSI Parameter verwendet:

$$DPSI_{rel} = \frac{\text{Sprunghöhe}_{CMJEB}}{DPSI}$$

- **COP_{sway}**

Neben dem Parameter DPSI/DPSI_{rel} wurde zur Bestimmung der posturalen Landekontrolle die Spurlänge des COP (‘postural sway’) in der Landephase bestimmt (Bisson et al., 2011; Granacher, Gollhofer & Kriemler, 2010; Liu et al., 2013; Palmieri et al., 2002; Pau et al., 2015). Dazu wurde der Positionsverlauf des COP über die Bodenreaktionskräfte berechnet (Palmieri et al., 2002; Pinsault & Vuillerme, 2009) und der COP_{sway} [m] über eine Zeitspanne von 100ms und 1000ms nach der initialen Landung bestimmt. Die Messdaten wurden dazu mit einem Butterworth Low Pass recursive digital Filter bei einer cut-off Frequenz von 10 HZ berechnet (Baumgart et al., 2016; Robertson, Caldwell, Hamill, Kamen & Whittlesey, 2014).

Da die Sprunghöhe die posturale Landekontrolle beeinflusst, wurden zur statistischen Auswertung innerhalb des CMJ_{EB} der sprunghöhenrelativierte COP_{sway} berechnet:

$$rel_COP_{sway} [100ms] = \frac{\text{Sprunghöhe}_{CMJEB}}{COP\ Sway\ 100\ ms}$$

$$rel_COP_{sway} [1000ms] = \frac{\text{Sprunghöhe}_{CMJEB}}{COP\ Sway\ 1000\ ms}$$

Zur statistischen Auswertung wurde der Mittelwert aus zwei gültigen Versuchen verwendet.

- **Subjektives Stabilitätsempfinden**

Das subjektive Stabilitätsempfinden wurde unmittelbar nach den einbeinigen Landungen mittels visueller Analogskala (VAS) erfasst (Scott & Huskisson, 1976). Dazu stellte der Proband ein modifiziertes zweipoliges Schiebesystem (AFH; Schmerzskala VAS, Lüdge; Germany) zwischen 0mm (extrem instabil) und 100mm (extrem stabil) ein.

Zur Statistischen Auswertung wurde der absolute VAS Messwert [mm] separat für jede einbeinige Landung erfasst.

8.4.1.2 EINBEINIGE LATERALE LANDUNG

Der Proband stand auf dem Standbein (links/rechts) neben der Kraftmessplatte (Distanz = Beinlänge), führte einen lateralen Sprung auf die Kraftmessplatte aus und landete auf dem Sprung- bzw. Landebein (Abb. 29, Abb. 30).

Unmittelbar nach der Landung nahm er möglichst schnell eine stabile Position über eine Zeitdauer von fünf Sekunden ein. Verlor der Proband nach der Landung das Gleichgewicht, war der Versuch ungültig und wurde wiederholt.

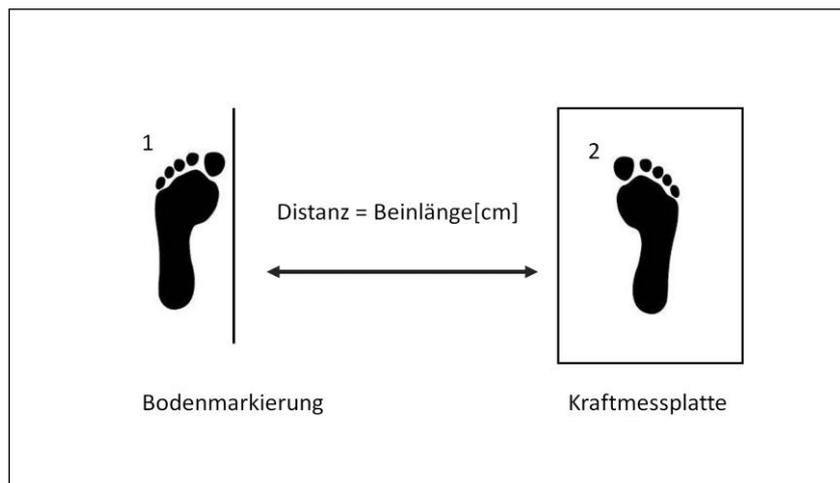


Abb. 29 Schematische Darstellung laterale Landung_{EB}.

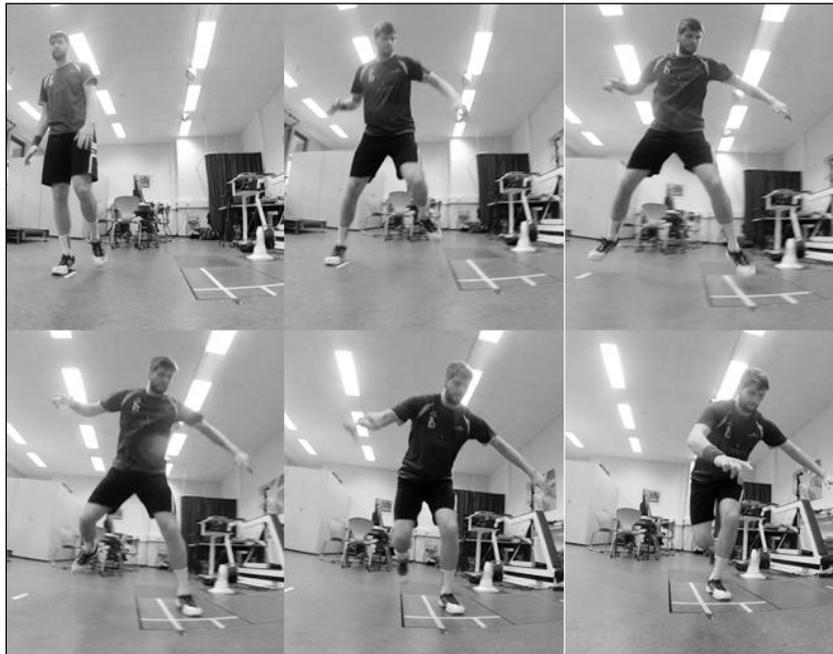


Abb. 30 Bewegungsablauf laterale Landung_{EB}.

Die vertikalen und horizontalen Bodenreaktionskräfte wurden innerhalb der einbeinigen lateralen Landung erfasst (Abb. 31).

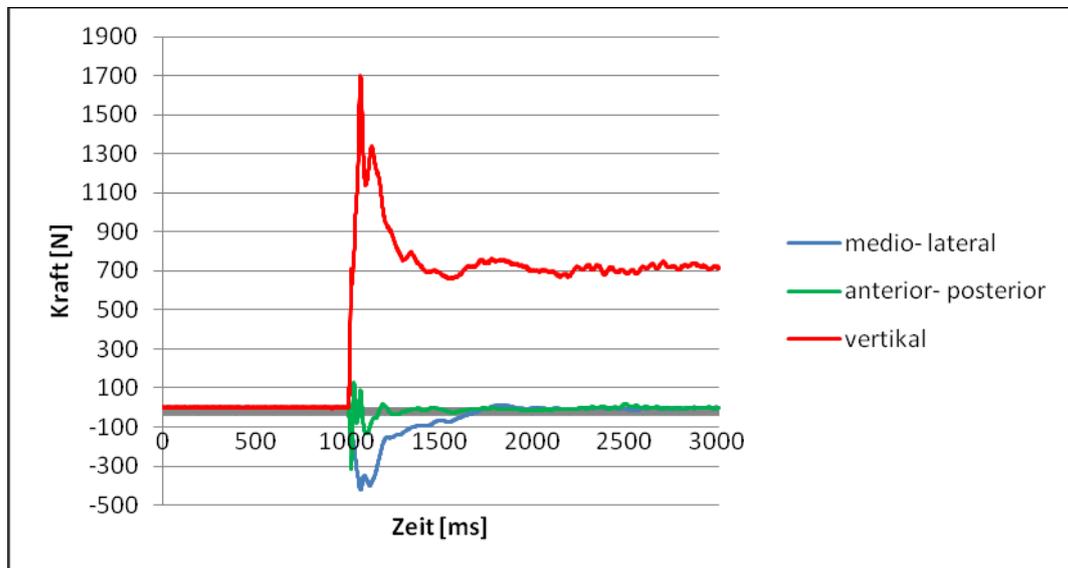


Abb. 31 Exemplarischer Kraft-Zeit-Verlauf laterale Landung_{EB}.

Messparameter

- **DPSI** (Kap. 8.4.1.1)
- **COP_{Sway}** (Kap. 8.4.1.1)
- **Subjektives Stabilitätsempfinden** (Kap. 8.4.1.1)

8.4.1.3 EINBEINIGER RICHTUNGSWECHSELSPRUNG (RW_{EB} / WEITE)

Der Proband stand einbeinig neben der Kraftmessplatte (Distanz = Beinlänge).

Nach einem lateralem Auftaktsprung auf das kontralaterale Sprungbein (Kraftmessplatte) sprang der Proband maximal weit nach vorne (90° Richtungswechsel) und landet einbeinig (Abb. 32, Abb. 33). Die Landeposition musste drei Sekunden gehalten werden und wurde anschließend mit einem Tape (Ferse) markiert. Kam es zum Gleichgewichtsverlust war der Versuch ungültig und wurde wiederholt.

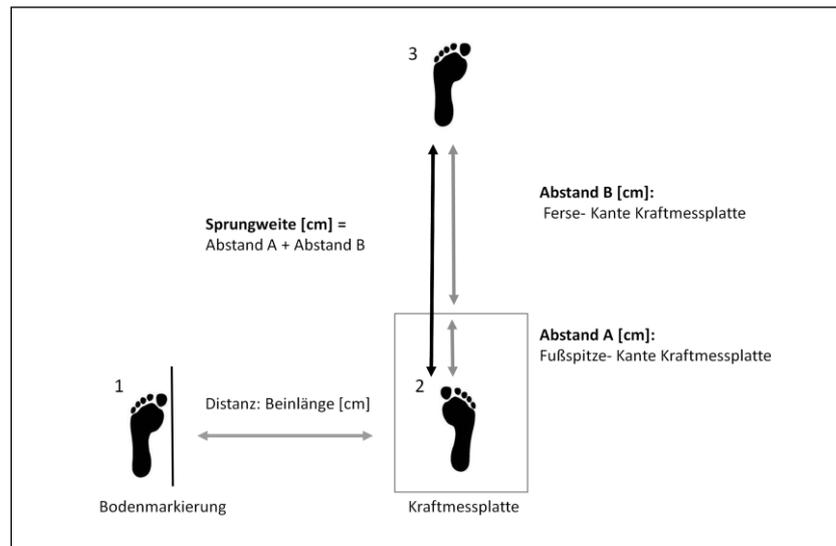


Abb. 32 Schematische Darstellung RW_{EB} / Weitsprung.



Abb. 33 Bewegungsablauf RW_{EB} / Weitsprung.

Die vertikalen und horizontalen Bodenreaktionskräfte wurden innerhalb der Bodenkontaktphase (90° Richtungswechsel) erfasst (Abb. 34).

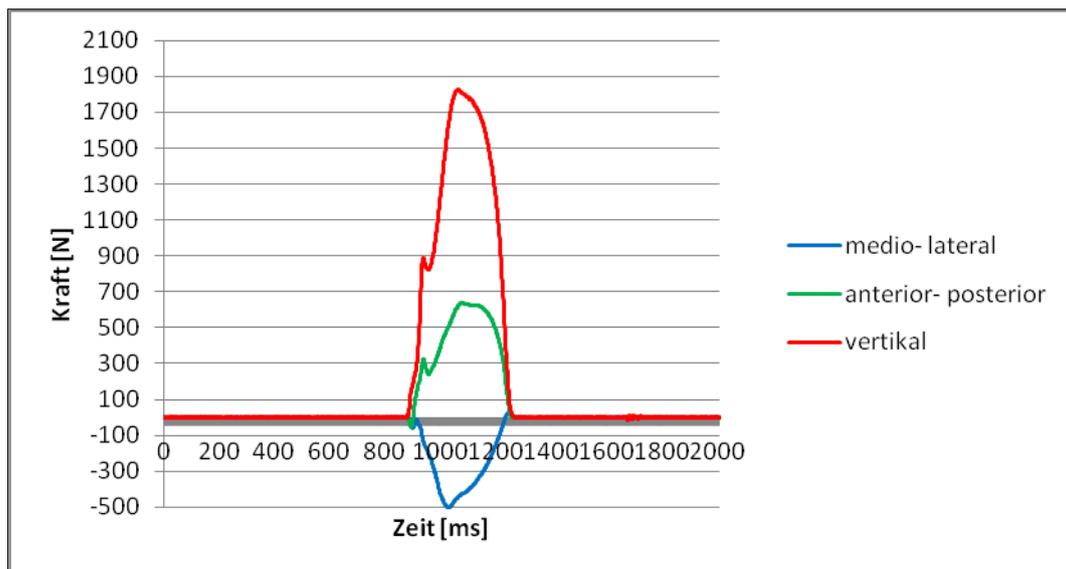


Abb. 34 Exemplarischer Kraft-Zeit Verlauf RW_{EB} .

Messparameter

- **Sprungweite_{max}**

Die Sprungweite_{max} wurde aus der Summe von Abstand A [cm] (Fußspitzenaufsatzpunkt -Kraftmessplatte zu Kante-Kraftmessplatte) und Abstand B [cm] (Ferse- Kante Kraftmessplatte) berechnet (Abb. 35).

Zur Bestimmung von Abstand A wurde die Position des Fußspitzenaufsatzpunktes über die vertikalen Bodenreaktionskräfte im Moment des Absprungs²³ berechnet. Abstand B wurde mit einem Maßband (Seca, 201, Germany) ermittelt.

Zur statistischen Auswertung der Sprungweite_{max} wurde der Mittelwert aus zwei gültigen Versuchen verwendet.

- **Subjektives Stabilitätsempfinden** (Kap. 8.4.1.1)

²³ Vertikale Bodenreaktionskraft $\leq 20N$

8.4.1.4 EINBEINIGER RICHTUNGSWECHSELSPRUNG (RW_{EB} / PRÄZISION)

Der Proband stand einbeinig neben der Kraftmessplatte (Distanz = Beinlänge).

Nach einem lateralem Auftaktsprung auf das kontralaterale Sprungbein (Kraftmessplatte) sprang der Proband nach vorne (90° Richtungswechsel) möglichst nahe an eine individuell vorgegebene Linie (75% Sprungweite_{max}²⁴) und landet einbeinig (Abb. 35, Abb. 36).

Die Landeposition wurde drei Sekunden gehalten und anschließend mit einem Tape (Fußspitze) markiert.

Kam es zum Gleichgewichtsverlust war der Versuch ungültig und wurde wiederholt.

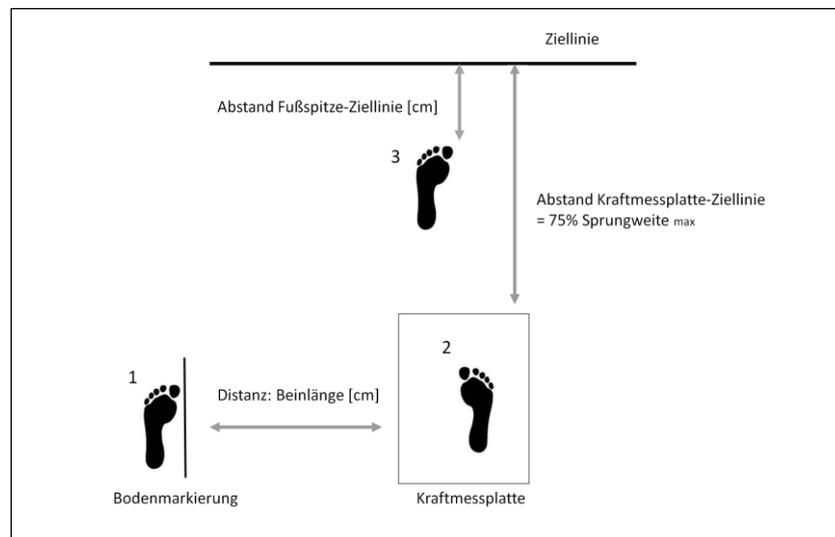


Abb. 35 Schematische Darstellung RW_{EB} / Präzisionssprung.

²⁴ Der Referenzwert (75% Sprungweite_{max}) resultierte aus der Sprungweite_{max}, die in Messtermin 1 ermittelt wurde.



Abb. 36 Bewegungsablauf RW_{EB} / Präzisionssprung.

Die vertikalen und horizontalen Bodenreaktionskräfte wurden innerhalb der Bodenkontaktphase (90° Richtungswechsel) erfasst (Abb. 34).

Messparameter

- **Sprungpräzision**

Die Sprungpräzision wurde als der Abstand [cm] zwischen Fußspitze und Ziellinie mit einem Maßband (Seca, 201, Germany) ermittelt.

Zur statistischen Auswertung wurde der Mittelwert aus zwei gültigen Versuchen verwendet.

- **Subjektives Stabilitätsempfinden** (Kap. 8.4.1.1)

8.4.2 EINBEINIGE LEG-CURL BEWEGUNGEN

Zur Operationalisierung der Bewegungsvariabilität wurden einbeinige Leg- Curl Bewegungen (konzentrische und exzentrische Muskelkontraktionen) durchgeführt (Schmidt & Lee, 2011, S. 171). Der messmethodische Aufbau orientierte sich an standardisierten Verfahren zur Abschätzung der propriozeptiven Leistungsfähigkeit am Kniegelenk (Gear, 2011; Ribeiro et al., 2007; Singh et al., 2010; Wilke & Froböse, 2003).

Der Proband saß mit 110° Hüft- und 90° Knieflexion auf einer Sitzapparatur (Cybex, NORM, Humac, CA, USA) und führte Knieextensions- und Knieflexionsbewegung (ROM 0-90°) aus (Abb. 37, Abb. 38).

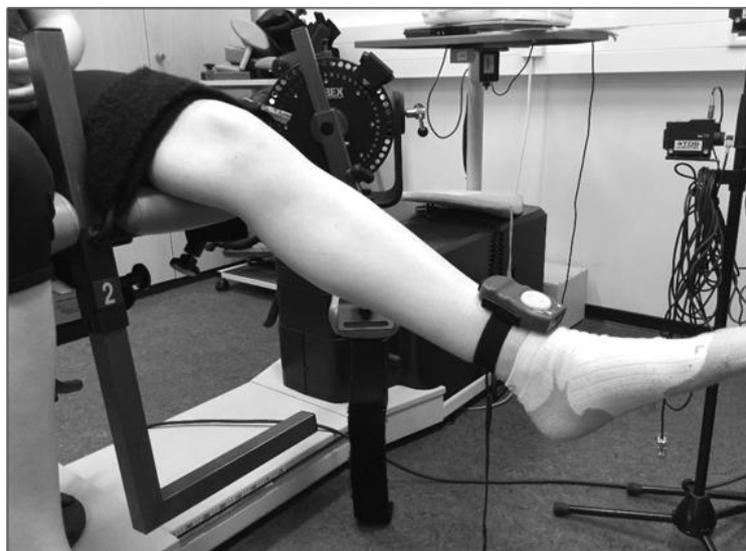


Abb. 37 Versuchsaufbau – Einbeinige Leg- Curl Bewegung.

Die maximale Knieflexion wurde über einen Bewegungsanschlag an der Ferse begrenzt. Um Kompensationsbewegungen zu verhindern wurde der Oberschenkel mit einer Manschette am Sitz fixiert. Die Leg- Curls sollten bei möglichst gleichmäßiger Bewegungsgeschwindigkeit über die vollständige ROM durchgeführt werden.

Nach einer Gewöhnungsphase (drei Leg-Curls) wurden folgend vier zusammenhängende Leg- Curls zur Datenerfassung durchgeführt.

Die kinematischen Daten wurden mittels Inertial-Messsystem Mobee Med, (Abtastfrequenz 33 HZ, Messfehler +/- 1°, Sport Med AG, Bitburg, Germany) erfasst, welches am Unterschenkel (distale, anteriore Tibia) fixiert wurde.

Die Messdaten wurden dazu mit einem 'Second order Butterworth Low Pass Filter' (Grenzfrequenz 5 HZ, 2 Pass) berechnet (Winter, 2009, S. 37, 67).

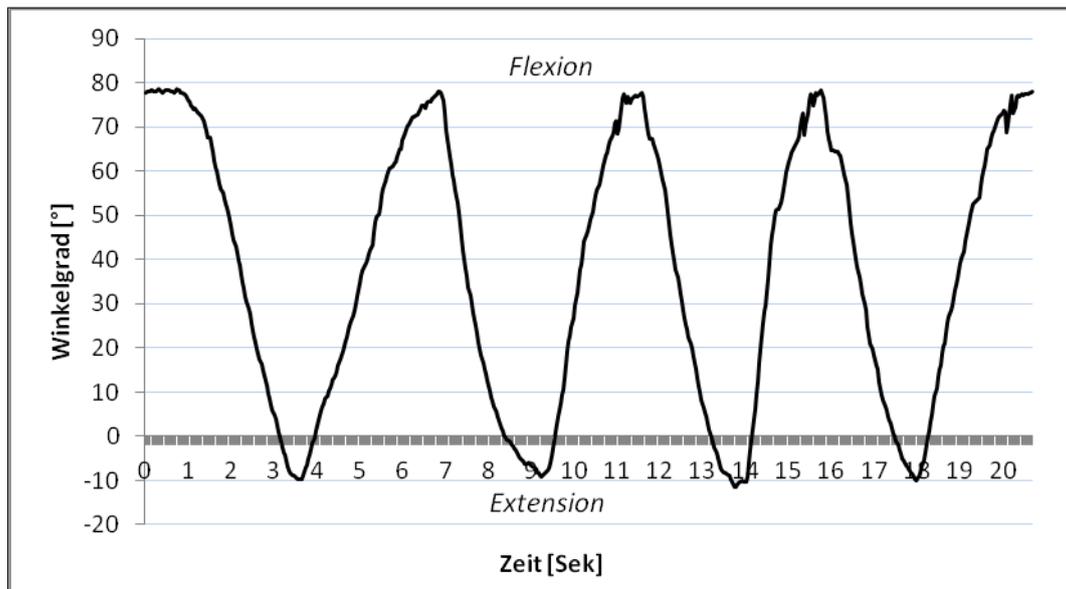


Abb. 38 Exemplarischer Verlauf der Knieextensions- und Flexionsbewegungen.

Messparameter

- **Winkelgeschwindigkeit (Extension/Flexion)**

Da die Bewegungsumkehr in den Bereichen 20°-0° (Extension zu Flexion) und 70°-90° (Flexion zu Extension) durch eine hohe intraindividuelle Winkelgeschwindigkeitsvarianz geprägt ist, wurde die Winkelgeschwindigkeit ω [°/s] für den Bewegungsbereich 20°- 70° erfasst.

Zur statistischen Auswertung wurde separat für die Bewegungsrichtung Extension und Flexion der Mittelwert aus vier Leg- Curl Wiederholungen verwendet.

- **Winkelgeschwindigkeitsvarianz (Extension/Flexion)**

Um die Bewegungsvariabilität abzuschätzen wurde zur statistischen Auswertung die Winkelgeschwindigkeitsvarianz (Varianz [ω]) separat für die Bewegungsrichtung Extension und Flexion als Mittelwert aus vier Leg- Curl Wiederholungen ermittelt. (Preatoni et al., 2013).

8.4.3 Y BALANCE TEST

Die Bestimmung des dynamischen Gleichgewichts im Einbeinstand erfolgte in standardisierter Form mittels 'Y- Balance Test' (Y Balance Test Kit™, Functional Movement Systems, Inc. Chatham; VA 24531 (Gribble, Hertel et al., 2012; Plisky et al., 2009) (Abb. 39).

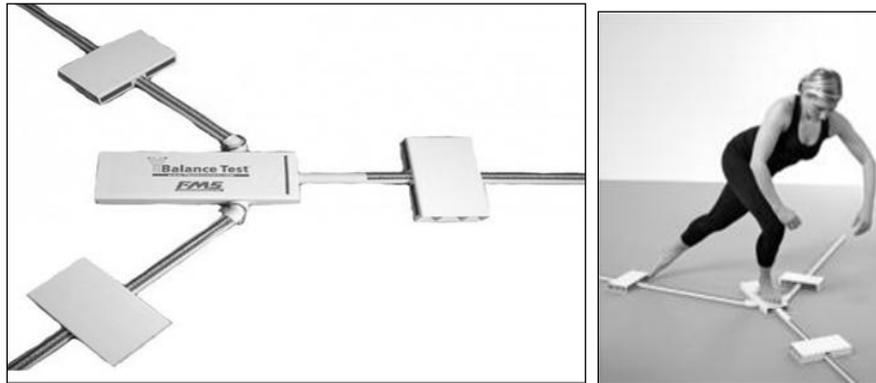


Abb. 39 Y-Balance Test Kit™ und exemplarische Schiebebewegung in Richtung posteriorlateral (Bildquelle Y-Balance-Test, 2020).

Der Proband positionierte sich barfuß im Einbeinstand auf dem Zentralelement (Fußspitze an der Startlinie) und schob mit dem Spielbein ein schienengelagertes Schieberelement maximal weit in die Richtungen anterior (ANT), posteriomedial (PM), posteriorlateral (PL) (Abb. 40).

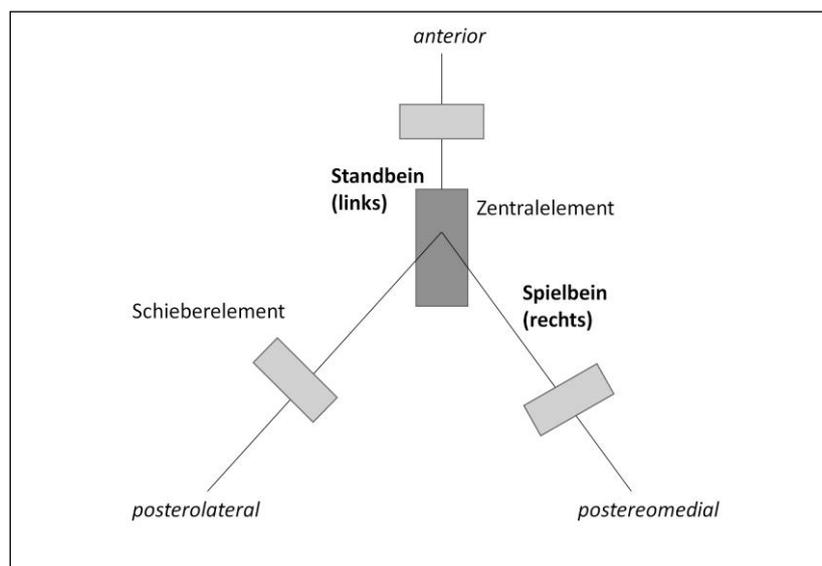


Abb. 40 Schematischer Versuchsaufbau 'Y-Balance Test'.

Für jede Bewegungsrichtung wurden drei Gewöhnungsversuche und folgend drei Messversuche separat für jedes Bein durchgeführt. Erfasst wurde die maximale einbeinige Reichweite [cm] als Abstand der Schiebeplatte zur Fußspitze des Standbeins.

Die Fußposition des Standbeins blieb während der Testung unverändert und das Spielbein konnte nach jedem Versuch auf den Boden gestellt werden. Das Schieberelement durfte ausschließlich an der vertikalen Seite mit dem Spielbeinfuß geschoben aber nicht gestoßen werden. Eine Bodenberührung des Spielbeinfußes war unzulässig.

Ungültige Versuche wurden wiederholt.

Messparameter

Zur Berechnung der maximalen einbeinigen Reichweite (ANT, PL, PM) wurde der Mittelwert aus drei gültigen Versuchen verwendet (Plisky et al., 2009).

- **Y Balance- Composite Score (Y-BAL_{COMP})**

Der Y-BAL_{COMP} ist ein übergeordneter Messparameter, der die maximale einbeinige Reichweite der drei Schieberichtungen (ANT, PL, PM) berücksichtigt.

Da die einbeinige Reichweite durch die Beinlänge beeinflusst wird, werden Daten beinlängenrelativiert verarbeitet (Plisky et al., 2009):

$$Y\text{-BAL}_{\text{COMP}} = \frac{\{(Reichweite (ANT)+Reichweite (PL)+Reichweite (PM))\}}{(3 \times \text{Beinlänge})}$$

Zur statistischen Auswertung wurde der Mittelwert aus dem Y-BAL_{COMP} (rechts) und Y-BAL_{COMP} (links) verwendet.

8.5 STATISTISCHE METHODEN

Die in den Testverfahren aufgezeichneten Rohdaten wurden unter Verwendung der Software Microsoft Excel® 2007 (v12.0) weiterverarbeitet.

Zur Datenanalyse im Rahmen der Inferenzstatistik wurde die Software SPSS Statistics (IBM Corp. Released 2012. IBM SPSS Statistics for Windows, Version 21.0, AR,NY: IBM Corp.) sowie eine publizierte Kalkulationstabelle zur weiterführenden statistischen Auswertung 'magnitude-based inference' (MBI, vgl. Kap.8.5.3) verwendet (Hopkins, 2006).

Die Stichprobengröße, die Effektstärke und die Teststärke wurde mit Hilfe der Software G*Power 3.1.9.2 (Shareware) berechnet (Faul et al., 2007).

Um die benötigte Stichprobengröße entsprechend der inhaltlichen Schwerpunktsetzung in Bezug auf den Haupteffekt des Messwiederholungsfaktors abzuschätzen (Varianzanalyse mit Messwiederholung nach der Methode des allgemeinen linearen Modells) wurde eine a priori Poweranalyse für den Messwiederholungsfaktor berechnet (G*Power 3.1.9.2., Test family: F-Test; Statistical Test: ANOVA: Repeated measures, within factors).

Da für den Vergleich der angewendeten Untersuchungsbedingungen keine Voruntersuchungen existierten wurden entsprechend der Konventionen für abhängige Stichproben ein großer Effekt von $f = 0,4$ als inhaltlich relevante Effektgröße festgelegt. Dieser sollte bei einem Signifikanzniveau von 5% mit einer Wahrscheinlichkeit von 90% gefunden werden. Daraus resultierte eine benötigte Zahl von 20 Probanden. Bei einer Drop – out Rate von 10 % ergab sich eine Gesamtstichprobengröße von 22 Probanden.

Sämtliche intervallskalierte Daten wurden mittels Shapiro- Wilk Test auf Normalverteilung überprüft. Extremwerte ($> 3 * SD$) wurden mit Hilfe der SPSS Statistics Software mit der Funktion 'Boxplot' bestimmt und von der Datenauswertung ausgeschlossen.

8.5.1 DESKRIPTIVE STATISTIK

Zur statistischen Analyse der intervallskalierten Daten wurde das arithmetische Mittel berechnet:

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum X_i = \frac{1}{n} (X_1 + X_2 + \dots + X_i)$$

\bar{x} = Mittelwert; n = Anzahl der Beobachtungswerte und $X_{1,2...i}$ die Beobachtungswerte (Bös, Hänsel & Schott, 2004).

Um Gruppenunterschiede im Zeitverlauf innerhalb und zwischen den Untersuchungsbedingungen zu bestimmen wurde für jede Untersuchungsbedingung die prozentuale Differenz (Pre-Post) berechnet:

$$D = \left(\frac{\bar{x}_2}{\bar{x}_1} \right) * 100 - 100$$

D = prozentuale Differenz, \bar{x}_1, \bar{x}_2 = Mittelwert

Anschließend wurden zur Lageschätzung jeweils die 90% Konfidenzintervalle (KI) berechnet:

$$KI = [\bar{x} \pm (0,1 * \acute{o} * \sqrt{n})]$$

KI = 90% Konfidenzintervall; \bar{x} = Mittelwert; \acute{o} = Standardabweichung (Population); n = Anzahl, $0,1$ = 90% Konfidenzintervall ($100 * (1 - 0,1)$) (Betterham & Hopkins, 2005; Lininger & Riemann, 2016).

Zur Bestimmung der Reliabilität sowie zur weiteren statistischen Auswertung wurde auf Basis der vier Eingangsmessungen der Variationskoeffizient (Cv) für die abhängigen Variablen berechnet:

$$Cv = 100 * (SD/M)$$

Cv = Variationskoeffizient; M = Mittelwert; SD = Standardabweichung (Turner, Braizier, Bishop & Chavda, 2015)

8.5.2 INFERENZSTATISTIK

Um den Einfluss der unabhängigen Variablen auf die intervallskalierten abhängigen Variablen innerhalb der Untersuchungsbedingungen im Pre-Post Vergleich zu bestimmen wurden Mittelwertvergleiche unter Verwendung des abhängigen T-Tests für gepaarte Stichproben berechnet (Signifikanzniveau $p < 0.05$).

Die Effektstärke wurde wie folgt berechnet:

$$\acute{a} = (\bar{x}_1 - \bar{x}_2) / \frac{\sqrt{\acute{o}_1^2 + \acute{o}_2^2}}{2}$$

\acute{a} = Effektgröße; \bar{x}_1, \bar{x}_2 = Mittelwert; \acute{o}_1, \acute{o}_2 = Standardabweichung (Bühner & Ziegler, 2017, S. 246f.).

Die Einteilung der Effektstärken erfolgte nach folgenden Schwellenwerten:

< 0,2 – trivial; 0,2 – 0,6 – klein; 0,6 – 1,2 – moderat; 1,2 – 2,0 – groß; 2,0 – 4,0 – sehr groß; $\geq 4,0$ – extrem groß (Betterham & Hopkins, 2005).

Waren die zu prüfenden Daten nicht normalverteilt oder ordinalskaliert, wurde der Wilcoxon Test als nichtparametrischer Mittelwertvergleich gerechnet (Signifikanzniveau $p < 0.05$). Die damit verbundenen Effektstärken wurden folgend berechnet:

$$\phi = \frac{z}{\sqrt{n}}$$

ϕ = Phi; z = Z Wert; n = Anzahl (Bühner & Ziegler, 2017, S. 277).

Um den Einfluss der unabhängigen Variablen auf die intervallskalierten abhängigen Variablen in Form eines Mittelwertvergleichs zwischen den Gruppen zu untersuchen wurde eine Varianzanalyse mit Messwiederholung nach der Methode des allgemeinen linearen Modells gerechnet. Die Effektstärke wurde über das partielle η^2 (part. η^2) angegeben (≥ 0.01 kleiner; ≥ 0.059 mittlerer; ≥ 0.138 großer Effekt) (Cohen, 1988).

Um neben dem allgemeinen Haupteffekt der Messwiederholung Gruppenunterschiede feststellen zu können wurden paarweise Bonferroni korrigierte Post- hoc Tests (Signifikanzniveau $p < 0.05$) berechnet.

Waren die zu prüfenden Daten nicht normalverteilt oder ordinalskaliert wurden die zentralen Tendenzen durch den Friedman-Test (Rangvarianzanalyse) bestimmt. Die zugehörigen Effektstärken wurden mit der folgenden Formel berechnet:

$$w = \sqrt{\frac{\chi^2_R}{n}}$$

χ^2 : Chi-Quadrat Wert; χ^2_R : empirischer χ^2 Wert, n = Anzahl (Bühner & Ziegler, 2017, S. 477).

Im Rahmen der Rangvarianzanalyse wurden Dunn- Bonferroni korrigierte Post- hoc Tests gerechnet, um paarweise Gruppenvergleiche durchzuführen.

Durch die Berechnung von a-priori kombinierten Kontrasten (gewichtete Mittelwerte) wurde die Leistungsentwicklung aller Laufbedingungen im Vergleich zur Ruhebedingung analysiert (Signifikanzniveau $p < 0.05$). Die Berechnung der Effektstärke erfolgte über die Formel:

$$r = \sqrt{\frac{t^2}{t^2 + df}}$$

r = Effektstärke, t =T Wert, df = Freiheitsgrade.

8.5.3 MAGNITUDE BASED INFERENCE (MBI)

Zur Bestimmung der kleinsten praktischen Relevanz wurde die Position der 90% Konfidenzintervalle für alle prozentualen Differenzen (Gruppenvergleiche) in Relation zum sog. 'smallest worthwhile change' (SWC) bestimmt (Buchheit, 2017; Hopkins, Marshall, Batterham & Hanin, 2009; Lininger & Riemann, 2016). Der SWC wurde als $0,3 * CV$ definiert (Buchheit, 2017; Hopkins, 2004). Bei der Analyse absoluter Differenzen wurde der SWC als $0,2x$ gepoolte Standardabweichung definiert. Die gepoolte Standardabweichung basierte auf den Daten der vier Eingangsmessungen (Fröhlich & Pieter, 2009):

$$S (pooled) = \sqrt{\frac{\sigma_1^2 + \sigma_2^2 + \sigma_3^2 + \sigma_4^2}{4}}$$

Anschließend wurden die Wahrscheinlichkeiten berechnet mit der die prozentualen oder absoluten Differenzen höher, gleich oder niedriger als der SWC lagen und anhand folgender Schwellenwerte eingeteilt:

<1%, höchst unwahrscheinlich; 1 bis <5%, sehr unwahrscheinlich; 5 bis < 25%, unwahrscheinlich; 25 bis <75%, möglich; 75 bis <95%, wahrscheinlich; 95 bis <99% sehr wahrscheinlich; und >99%, höchst wahrscheinlich. Wenn die Wahrscheinlichkeiten > 5% lag höhere oder niedrigere Werte als den SWC zu erhalten, wurden die Unterschiede als 'unklar' definiert. Nur Mittelwertdifferenzen mit einer Wahrscheinlichkeit von 'wahrscheinlich' >75% wurden in der Analyse berücksichtigt (Betterham & Hopkins, 2005; Hopkins et al., 2009; Turner et al., 2015).

8.5.4 KORRELATIONSANALYSE

Zur Bestimmung korrelativer Zusammenhänge zwischen zwei intervallskalierten Variablen wurden bivariate Korrelationen (Produkt-Moment Korrelation nach Pearson) berechnet.

Der Korrelationskoeffizient (r) nimmt dabei Werte zwischen -1 und 1 an wobei starke Zusammenhänge durch Werte nahe 1 oder - 1 gekennzeichnet sind und schwache durch Werte nahe 0. Bei negativen Korrelationskoeffizienten ist der Zusammenhang gegenläufig (Bühner & Ziegler, 2017, S. 604). Zur Interpretation der Höhe von Korrelationskoeffizienten wurde folgende Einteilung nach Cohen (1988) verwendet:

$r = 0,10$ (kleiner Effekt), $r = 0,30$ (moderater Effekt), $r \geq 0,5$ (starker Effekt) (Cohen, 1988).

9 ERGEBNISSE

Im folgenden Abschnitt werden die Auswirkungen der Untersuchungsbedingungen auf die abhängigen Variablen aufgezeigt. Dazu wird die Leistungsentwicklung im Pre- Post Vergleich innerhalb sowie zwischen den Untersuchungsbedingungen beschrieben. Zusätzlich wird ein übergeordneter Vergleich zwischen allen Laufbedingungen (LIT/60/RSE) und der passiven Ruhebedingung (Kontrolle) angestellt.

9.1 AUSWIRKUNGEN AUF DIE VERTIKALE UND HORIZONTALE SPRUNGLEISTUNG

Im folgenden Abschnitt wird der Einfluss der Untersuchungsbedingungen auf die beid- und einbeinige vertikale Sprunghöhe (CMJ_{BB}/CMJ_{EB}) sowie auf die horizontale Sprungweite nach einem einbeinigen Richtungswechselsprung (RW_{EB}) aufgezeigt. Zum Zeitpunkt der Eingangsmessungen bestanden keine signifikanten Gruppenunterschiede.

Beim CMJ_{BB} bewirkten alle Protokolle im Pre- Post Vergleich eine signifikante Abnahme der Sprunghöhe. So reduzierte sich unter LIT die Sprunghöhe von $39,49\text{cm} \pm 8,45$ auf $37,6\text{cm} \pm 8,26$ ($\bar{x} = -4,8\%$, $T(20) = 3,022$, $p = .007$; $ES = 0,66$), unter der 60 Minuten Bedingung von $39,89\text{cm} \pm 8,2$ auf $37,6\text{cm} \pm 8,67$ ($\bar{x} = -5,8\%$, $T(20) = 4,091$, $p < .001$; $ES = 0,89$) und unter RSE von $39,77\text{cm} \pm 7,9$ auf $36,6\text{cm} \pm 7,49$ ($\bar{x} = -7,9\%$, $T(20) = 4,105$, $p < .001$; $ES = 0,9$). Auch unter der Kontrollbedingung kam es zu einer signifikanten Reduktion von $39,73\text{cm} \pm 8,45$ auf $38,3\text{cm} \pm 8,2$ ($\bar{x} = -3,6\%$, $t(20) = 2,709$, $p = .014$; $ES = 0,59$) (Tabelle 5).

Innerhalb des CMJ_{EB} zeigte sich eine signifikante Abnahme der Sprunghöhe unter der 60 Minuten Bedingung von $18,7\text{cm} \pm 4,97$ auf $17,62\text{cm} \pm 5,09$ ($\bar{x} = -5,72\%$, $T(20) = 2,545$, $p = .019$; $ES = 0,81$) sowie unter RSE von $19,17\text{cm} \pm 5,01$ auf $17,16\text{cm} \pm 4,89$ ($\bar{x} = -10,48\%$, $T(20) = 4,386$, $p < .001$; $ES = 0,99$).

Keine signifikanten Veränderungen zeigten sich unter LIT ($\bar{x} = -2,6\%$, $T(20) = 1,181$, $p = .251$; $ES = 0,26$) sowie der Kontrollbedingung ($\bar{x} = -2\%$, $t(20) = 1,332$, $p = .198$; $ES = 0,29$) (Tabelle 5).

Beim RW_{EB} bewirkten im Pre-Post Vergleich die Laufprotokolle, jedoch nicht die Kontrollbedingung eine signifikante Leistungsabnahme.

So sank die Sprungweite unter LIT von $189,2\text{cm} \pm 27,1$ auf $184,3\text{cm} \pm 27,2$ ($\bar{x} = -2,6\%$, $Z(20) = -2,728$, $p = .005$; $ES = 0,6$), unter der 60 Minuten Bedingung von $190,5\text{cm} \pm 25,8$ auf $183,6\text{cm} \pm 26,8$ ($\bar{x} = -3,6\%$, $T(20) = 4,105$, $p < .001$; $ES = 0,96$) und unter RSE von $189,9\text{cm} \pm 25,8$ auf $183,3\text{cm} \pm 26,8$ ($\bar{x} = -3,5\%$, $Z(20) = -2,868$, $p = .003$; $ES = 0,63$). Unter der

Kontrollbedingung verringerte sich die Sprungweite von 188,1 cm \pm 27,3 auf 186,6 cm \pm 26,9 (\bar{x} = -0,8%, $Z(20)$ = -1,651, p = .103; ES = 0,36) (Tabelle 5).

Tabelle 5 Sprunghöhe (CMJ_{BB} / CMJ_{EB}) und horizontale Sprungweite (RW_{EB}) vor und nach dem Absolvieren der Lauf- und Kontrollbedingungen. Dargestellt sind die Mittelwertveränderungen innerhalb der Untersuchungsbedingung.

Variable	Gruppe	Pre	Post	Veränderung Pre - Post		
		MW \pm SD (90%KI)	MW \pm SD (90%KI)	Δ MW \pm SD (90%KI)	P	ES
CMJ _{BB}						
Höhe [cm] (n=21)	LIT	39,49 \pm 8,4 (36,5; 42,5)	37,6 \pm 8,3 (34,6; 40,5)	-1,19 \pm 2,9 (-2,95; -0,87)	.007	0,66
	60	39,89 \pm 8,2 (37; 42,8)	37,6 \pm 8,7 (34,5; 40,7)	-2,32 \pm 2,6 (-3,25; -1,39)	< .001	0,89
	RSE	39,77 \pm 7,9 (36,9; 42,6)	36,6 \pm 7,5 (33,9; 39,3)	-3,14 \pm 3,5 (-4,39; -1,9)	< .001	0,90
	Kontrolle	39,73 \pm 8 (36,9; 42,6)	38,3 \pm 8,2 (35,4; 41,3)	-1,43 \pm 2,4 (-2,3; -0,56)	.014	0,59
CMJ _{EB}						
Höhe [cm] (n=21)	LIT	19,52 \pm 5,31 (17,6; 21,4)	19,02 \pm 5,8 (16,9; 21,1)	-0,51 \pm 2 (-1,21; 0,2)	.251	0,32
	60	18,7 \pm 4,97 (16,9; 20,5)	17,62 \pm 5,09 (15,8; 19,5)	-1,07 \pm 1,93 (-1,76; -0,38)	.019	0,81
	RSE	19,17 \pm 5,01 (17,4; 21)	17,16 \pm 4,89 (15,4; 18,9)	-2,011 \pm 2,1 (-2,76; -1,3)	< .001	0,99
	Kontrolle	19,38 \pm 5,18 (17,5; 21,2)	18,98 \pm 5,08 (17,2; 21)	-0,41 \pm 1,4 (-0,91; 0,09)	.198	0,37
RW _{EB}						
Weite [cm] (n=21)	LIT	189,2 \pm 27,1 (180; 199)	184,3 \pm 27,2 (175; 194)	-2,54 \pm 3,8 (-3,9; -1,19)	.005	0,6
	60	190,5 \pm 25,8 (181; 200)	183,6 \pm 26,8 (174; 193)	-3,67 \pm 3,8 (-5; -2,3)	< .001	0,96
	RSE	189,9 \pm 27,5 (180; 200)	183,3 \pm 25,9 (174; 193)	-3,3 \pm 4,5 (-4,9; -1,7)	.003	0,62
	Kontrolle	188,1 \pm 27,3 (178; 198)	186,6 \pm 26,9 (177; 196)	-0,77 \pm 2,5 (-1,7; 0,1)	.103	0,36

MW, Mittelwert; SD, Standardabweichung; KI, Konfidenzintervall; ES, Effektstärke

Gruppenvergleiche

Bezogen auf die vergleichende Leistungsentwicklung zwischen den Untersuchungsbedingungen zeigte sich für den CMJ_{EB} ein signifikanter Haupteffekt ($F_{3/60} = 3,108$, $p = .033$, $\text{part.}\eta^2 = 0,135$) jedoch nicht für RW_{EB} ($F_{3/60} = 2,717$, $p = .052$, $\text{part.}\eta^2 = 0,120$) und den CMJ_{BB} ($F_{3/60} = 1,241$, $p = .303$, $\text{part.}\eta^2 = ,058$).

Beim CMJ_{BB} ist allerdings ist von einer „wahrscheinlich“ praktisch relevanten Differenz (quantitative Analyse) zwischen der RSE- und der Kontrollbedingung auszugehen (82/17/1; $ES = 0,51$) (Tabelle 6; Abb. 41).

Ebenso ist für den RW_{EB} von einer „wahrscheinlich“ praktisch relevanten Leistungsdifferenz zwischen der RSE- und der Kontrollbedingung (0/10/90; $ES = 0,69$), der LIT- und der Kontrollbedingung (0/24/76; $ES = 0,56$) sowie von einer „sehr wahrscheinlichen“ Differenz zwischen der 60 Minuten- und Kontrollbedingung (0/3/97; $ES = 0,9$) auszugehen (Tabelle 6; Abb. 43).

Beim CMJ_{EB} ergab die Bonferroni korrigierte Post- hoc Analyse eine signifikante Differenz (8.22%, 95% KI [-16,34; -0,1], $p = .046$, $ES = 0,91$) zwischen der RSE- und der

Kontrollbedingung, die quantitativ als „sehr wahrscheinlich“ (98/2/0) praktisch relevant einzustufen ist. Eine „wahrscheinlich“ (0/10/90, $ES= 0,61$) praktisch relevante Differenz in der Leistungsentwicklung zeigt sich ebenso zwischen der LIT - und der RSE Bedingung (Tabelle 6; Abb. 42).

Vergleich Laufen vs. Ruhebedingung

Beim Vergleich der Leistungsentwicklung zwischen allen Laufbedingungen (LIT/60/RSE) und der Ruhebedingung (Kontrolle) zeigte sich sowohl beim CMJ_{BB} mit einer Differenz von 2,486 ($SE= 1,79$, $p=.180$, $part.\eta^2= 0,088$, $ES= 0,39$) als auch beim CMJ_{EB} (4,431, $SE= 2,455$), $p=.086$, $part.\eta^2= 0,140$, $ES= 0,58$) kein statistisch signifikanter Gruppenunterschied.

Demgegenüber ergab sich eine statistisch signifikante Differenz für die horizontale Sprungweite von 2,401 ($SE= 0,879$; $p=.015$, $part.\eta^2= 0,246$, $ES= 0,84$).

Tabelle 6 A. Mittlere prozentuale Veränderung (Δ Pre-Post) der Sprunghöhe (CMJ_{BB} / CMJ_{EB}) und horizontalen Sprungweite (RW_{EB}). B. Ergebnisse der paarweisen Gruppenvergleiche (Post- hoc Berechnung) sowie qualitative und quantitative Effekte (MBI).

Belastungsinduzierte Differenzen – CMJ _{BB} / CMJ _{EB} / RW _{EB}							
A.		Höhe CMJ _{BB} CV=5,5 %	Höhe CMJ _{EB} CV=7,7 %		Weite RW _{EB} CV=3,4 %		
		Δ Pre-Post MW [%] (90%KI)	Δ Pre-Post MW [%] (90%KI)		Δ Pre-Post MW [%] (90%KI)		
	LIT	-4,72 (-7,6; -1,9)	-3,26 (-7,4; 0,9)		-2,5 (-3,9; -1,2)		
	60	-6,19 (-8,7; -3,7)	-5,69 (-9,2; -2,2)		-3,7 (-5; -2,3)		
	RSE	-7,67 (-10,9; -4,5)	-10,15 (-14,1; -6,2)		-3,3 (-4,9; -1,7)		
	Kontrolle	-3,71 (-6; -1,4)	-1,93 (-4,2; 0,4)		-0,8 (-1,7; 0,1)		
B.	Vergleich	Δ MW [%] (95%KI)	P	ES	MBI		
					qualitative Bedeutsamkeit	Wahrscheinlichkeiten [%]	
	CMJ _{BB}	LIT / Kontrolle	1,01 (-6,3; 4,2)	ns. ²⁵	0,14		(10/55/35)
	Höhe	LIT / 60	1,47 (-5,8; 8,7)		0,2		(44/49/7)
		LIT / RSE	2,95 (-2,3; 8,2)		0,35		(68/29/3)
		60 / Kontrolle	2,48 (-9; 4,1)		0,37		(2/35/63)
		RSE / Kontrolle	3,96 (-11,2; 3,3)		0,51	wahrscheinlich	(1/17/82)
		60 / RSE	1,48 (-5,1; 8,1)		0,19		(45/47/8)
		CMJ _{EB}	LIT / Kontrolle	1,32 (-10,73; 8,08)	1.000	0,14	
	Höhe	LIT / 60	2,43 (-5,09; 9,95)	1.000	0,23		(53/43/5)
		LIT / RSE	6,89 (-2,98; 16,77)	.327	0,61	wahrscheinlich	(89/10/0)
		60 / Kontrolle	3,75 (-12,11; 4,6)	1.000	0,45		(1/26/73)
		RSE / Kontrolle	8,22 (-16,34; -0,1)	.046	0,91	sehr wahrscheinlich	(0/2/98)
		60 / RSE	4,46 (-2,86; 11,79)	.0539	0,54		(70/28/2)
		RW _{EB}	LIT / Kontrolle	-1,8 (-4,9; 1,3)		0,56	wahrscheinlich
	Weite	LIT / 60	1,1 (-2,1; 4,4)		0,3		(50/47/3)
		LIT / RSE	0,8 (-2,5; 4)		0,18		(38/55/7)
		60 / Kontrolle	-2,9 (-6; 0,1)		0,9	sehr wahrscheinlich	(0/3/97)
		RSE / Kontrolle	-2,5 (-6; 1)		0,69	wahrscheinlich	(0/10/90)
		60 / RSE	-0,4 (-3,6; 2,9)		0,09		(12/61/27)

CV, Coefficient of Variation; Δ MW %, prozentuale Mittelwertdifferenzen; KI, Konfidenzintervall; ES, Effektstärke, MBI, Magnitude-Based Inference.

²⁵ Da kein signifikanter Haupteffekt aus der Varianzanalyse hervorging, wurden für den Messparameter Höhe-CMJ_{BB} keine Post- hoc Berechnungen durchgeführt.

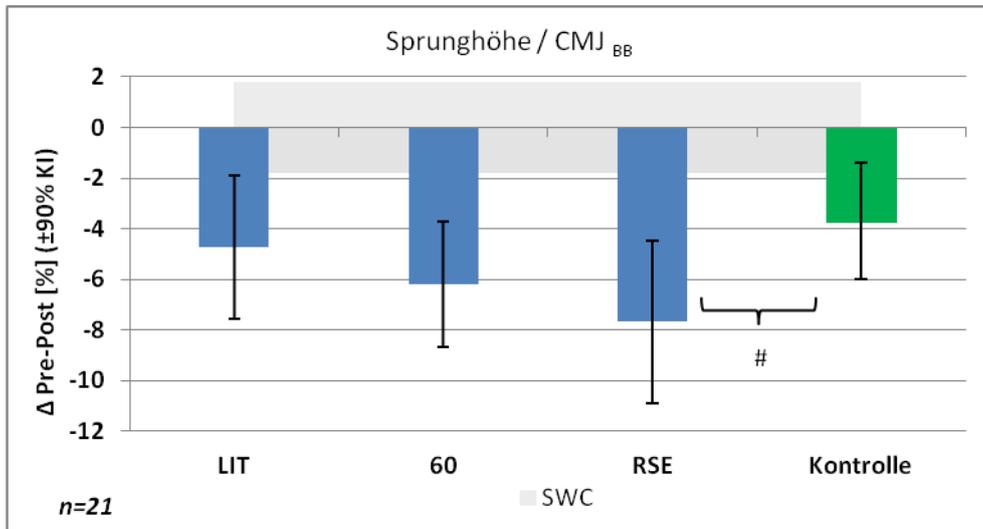


Abb. 41 Veränderung der Sprunghöhe (CMJ_{BB}) im Gruppenvergleich. Dargestellt sind die mittleren prozentualen Veränderungen (Δ Pre-Post), die Konfidenzintervalle [$\pm 90\%$ KI] sowie der „smallest worthwhile change“ (SWC). A moderate Effektstärke, B große Effektstärke; # „wahrscheinliche“, ## „sehr wahrscheinliche“, ### „höchst wahrscheinliche“ Differenz (MBI).

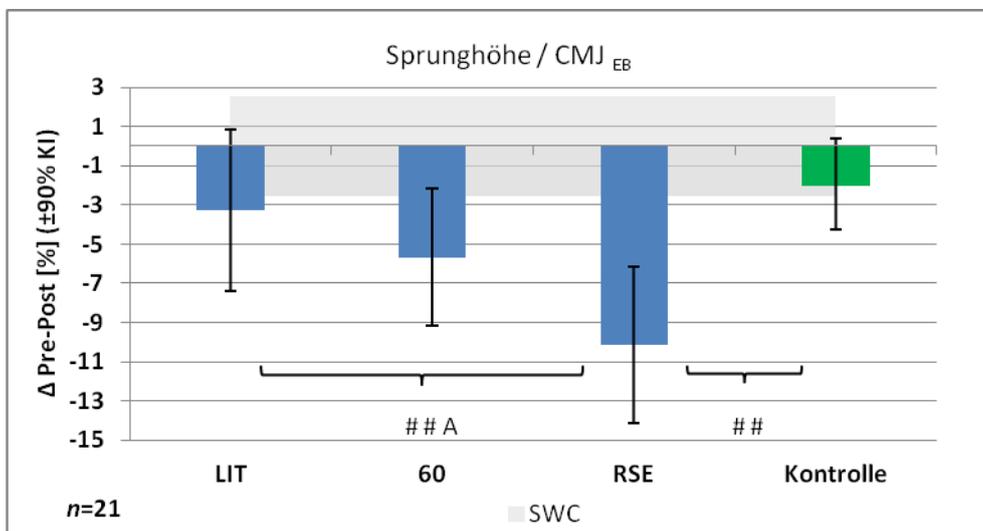


Abb. 42 Veränderung der Sprunghöhe (CMJ_{EB}) im Gruppenvergleich. Dargestellt sind die mittleren prozentuale Veränderungen (Δ Pre-Post), die Konfidenzintervalle [$\pm 90\%$ KI] sowie der „smallest worthwhile change“ (SWC). A moderate Effektstärke, B große Effektstärke; # „wahrscheinliche“, ## „sehr wahrscheinliche“, ### „höchst wahrscheinliche“ Differenz (MBI).

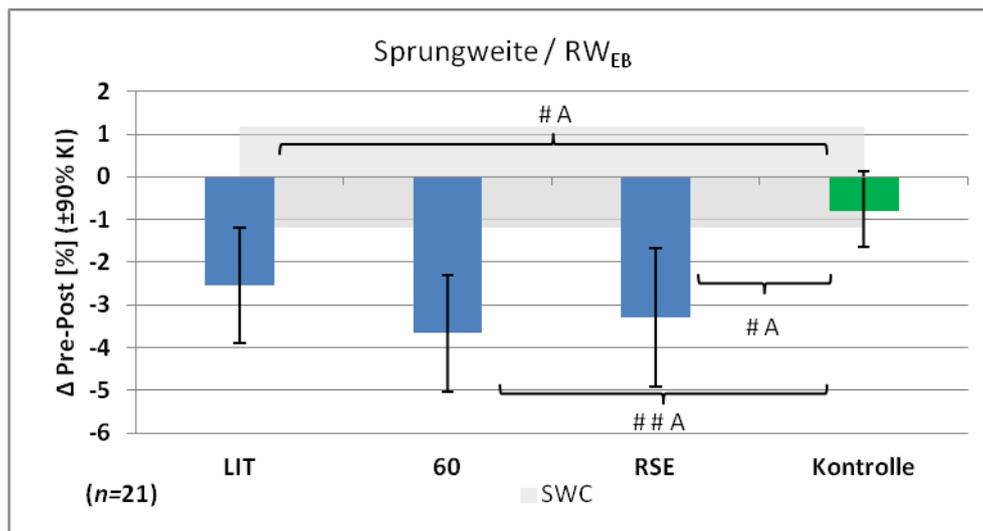


Abb. 43 Veränderung der Sprungweite (RW_{EB}) im Gruppenvergleich. Dargestellt sind die mittleren prozentualen Veränderungen (Δ Pre-Post), die Konfidenzintervalle [$\pm 90\%$ KI] sowie der „smallest worthwhile change“ (SWC). A moderate Effektstärke, B große Effektstärke; # „wahrscheinliche“, ## „sehr wahrscheinliche“, ### „höchst wahrscheinliche“ Differenz (MBI).

9.2 VERTIKALE POSTURALE LANDEKONTROLLE - CMJ_{EB}

Im folgenden Abschnitt wird der Einfluss der Untersuchungsbedingungen auf die posturale Landekontrolle in Folge des CMJ_{EB} aufgezeigt.

Dazu wird der sprunghöhenrelativierte horizontale COP_{Sway} für die Zeitintervalle 0-100ms und 0-1000ms nach initialem Bodenkontakt (rel_COP_{Sway} [100/1000]) sowie der sprunghöhenrelativierte DPSI (rel_DPSI) dargestellt. Zum Zeitpunkt der Eingangsmessungen bestanden keine signifikanten Gruppenunterschiede.

Bezogen auf den Pre-Post Mittelwertvergleich innerhalb der Untersuchungsbedingungen kam es unter 60 minütigem Laufen zu einer signifikanten Abnahme der rel_COP_{Sway} [100] von $107 \pm 22,13$ auf $96,65 \pm 21,88$ ($\bar{x} = -9,9\%$, $T(20) = 2,428$, $p = .025$; $ES = 0,53$.) (Tabelle 7). Nicht signifikante Veränderungen der rel_COP_{Sway} [100] zeigten sich demnach für LIT ($\bar{x} = -4,8\%$, $T(20) = 1,064$, $p = .308$; $ES = 0,23$.), RSE ($\bar{x} = -4,8\%$, $T(20) = 0,778$, $p = .446$; $ES = 0,17$) und die Kontrollbedingung ($\bar{x} = 1,36\%$, $T(20) = 0,359$, $p = .723$; $ES = 0,08$).

Der Parameter rel_COP_{Sway} [1000] veränderte sich signifikant unter RSE von $55 \pm 12,8$ auf $47,4 \pm 11,72$ ($\bar{x} = -13,8\%$, $T(19) = 2,537$, $p = .02$; $ES = 0,57$) und tendenziell aber nicht signifikant unter LIT von $54,81 \pm 13,3$ auf $50,82 \pm 13,2$ ($\bar{x} = -7,3\%$, $T(19) = 2,081$, $p = .051$; $ES = 0,47$). Keine signifikanten Leistungsänderungen traten ebenso unter der 60 Minuten- und Kontrollbedingung auf (Tabelle 7).

Der Parameter rel_DPSI verringerte sich unter allen Laufbedingungen hochsignifikant. So kam es zur Reduktion unter LIT von $51,7 \pm 11,4$ auf $47,4 \pm 10,6$ ($\bar{x} = -8,4 \%$, $T(20) = 4,258$, $p < .001$; $ES = 0,93$), unter der 60 Minuten Bedingung von $50,5 \pm 9,9$ auf $47,2 \pm 9,9$ ($\bar{x} = -6,5 \%$, $T(20) = 5,396$, $p < .001$; $ES = 1,2$) und unter RSE von $51 \pm 10,7$ auf $45,7 \pm 9,4$ ($\bar{x} = -10,3 \%$, $T(20) = 5,114$, $p < .001$; $ES = 1,1$). Keine signifikante Veränderung zeigte sich in der Kontrollbedingung (Tabelle 7).

Tabelle 7 Sprunghöhenrelativierte COP Spurlänge [100ms / 1000ms] und sprunghöhenrelativierter DPSI (CMJ_{EB}) vor und nach dem Absolvieren der Lauf- und Kontrollbedingungen. Dargestellt sind die Mittelwertveränderungen innerhalb der Untersuchungsbedingung.

Variable	Gruppe	Pre	Post	Veränderung Pre - Post		
		MW ± SD (90%KI)	MW ± SD (90%KI)	Δ MW ± SD (90%KI)	P	ES
CMJ _{EB}						
rel_COP _{Sway} [100ms] (n=21)	LIT	110,9 ± 28,2 (101; 121)	105,6 ± 24,9 (97; 115)	-5,32 ± 23,3 (-13,7; 3,5)	.308	0,23
	60	107,3 ± 22,1(99; 115)	96,7 ± 21,9 (89; 105)	-10,8 ± 20,2 (-17,9; -3,4)	.025	0,53
	RSE	109,1 ± 22,1 (101; 117)	103,9 ± 26,2 (95; 113)	-5,2 ± 30,6 (-16,19; 5,8)	.446	0,17
	Kontrolle	112,35 ± 28,2(102; 123)	113,9 ± 23,8 (105; 122)	1,35 ± 19,6 (-5,5; 8,5)	.723	0,08
rel_COP _{Sway} [1000ms] (n=21)	LIT	54,8 ± 13,1 (50; 59,6)	50,8 ± 13,1 (46; 55,6)	-3,9 ± 8,6 (-7,13; -0,8)	.051	0,47
	60	51,2 ± 10,5(47,4; 55,1)	49,3 ± 8,5 (46,2; 52,4)	-1,9 ± 9,3 (-5,3; 1,4)	.363	0,2
	RSE	55 ± 12,8 (50,3; 59,7)	47,4 ± 11,7 (43,1; 51,7)	-7,6 ± 13,4 (-12,5; -2,7)	.020	0,56
	Kontrolle	53,6 ± 11,5(49,4; 57,9)	55,8 ± 12 (51,4; 60,2)	2,2 ± 6,9 (-0,3; 4,7)	.176	0,32
rel_DPSI (n=21)	LIT	51,7 ± 11,4 (47,6; 55,8)	47,4 ± 10,6 (43,6; 51,2)	-4,3 ± 4,7 (-6; -2,7)	<.001	0,93
	60	50,5 ± 9,9(46,9; 54)	47,2 ± 9,9(43,6; 50,7)	-3,3 ± 2,8 (-4,3; -2,29)	<.001	1,18
	RSE	51 ± 10,7 (47,2; 54,8)	45,7 ± 9,1 (42,5; 49)	-5,3 ± 4,7 (-6,9; -3,6)	<.001	1,12
	Kontrolle	50,6 ± 11,3 (46,6; 54,7)	50,5 ± 10,9 (46,6; 54,6)	-0,1 ± 3,4 (-1,3; 1,11)	.902	0,03

MW, Mittelwert; SD, Standardabweichung; KI, Konfidenzintervall; ES, Effektstärke

Gruppenvergleiche

Für die Leistungsentwicklung zwischen den Untersuchungsbedingungen ergab sich ein signifikanter Haupteffekt für den Parameter rel_COP_{Sway} [1000] ($F 3/57 = 3.183$, $p = .031$, $part.\eta^2 = 0,144$) und ein hochsignifikanter Haupteffekt für den Parameter rel_DPSI ($F 3/60 = 8.781$, $p < .001$, $part.\eta^2 = 0,305$) aber kein signifikanter Haupteffekt für den Parameter rel_COP_{Sway} [100] ($F 3/60 = 1.227$, $p = .308$, $part.\eta^2 = 0,058$).

Allerdings ist für den Parameter rel_COP_{Sway} [100] nach quantitativer Analyse von einer „wahrscheinlich“, praktisch relevanten Differenz zwischen der 60 Minuten- und der Kontrollbedingung (0/8/92; $ES = 0,7$) auszugehen (Tabelle 8, Abb. 44).

Für den Parameter rel_COP_{Sway} [1000] ergibt sich Post- hoc eine signifikante Leistungsdifferenz (-15.77%, 95% KI [-29,83; -1,72], $p=.022$; $ES= 0,82$) zwischen der RSE- und der Kontrollbedingung. Diese ist „sehr wahrscheinlich“ (0/2/98), $ES= 0,82$) praktisch relevant. Daneben zeigen sich „sehr wahrscheinlich“ (0/3/97, $ES= 0,98$) praktisch relevante Leistungsunterschiede zwischen der LIT- und der Kontrollbedingung sowie eine „wahrscheinliche“ (82/15/3, $ES= 0,44$) Differenz zwischen der 60 Minuten- und der RSE Bedingung (Tabelle 8, Abb. 45).

Für den Parameter rel_DPSI ergeben sich Post- hoc signifikante Differenzen sich zwischen der LIT- und der Kontrollbedingung (-8.3%, 95% KI [-14,4; -2,3], $p=.004$, $ES= 1,2$), zwischen der 60 Minuten- und der Kontrollbedingung (-6.8%, 95% KI [-12; -1,6], $p=.006$, $ES= 1,1$), sowie zwischen der RSE- und der Kontrollbedingung (-9.75%, 95% KI [-15,9; -3,6], $p<.001$, $ES= 1,3$). Für die genannten Vergleiche sind die Differenzen „höchst wahrscheinlich“ praktisch relevant (LIT / Kontrolle: 0/0/100; 60 / Kontrolle: 0/1/99; RSE / Kontrolle: 0/0/100) (Tabelle 8, Abb. 46).

Vergleich Laufen vs. Ruhebedingung

Beim Vergleich der Leistungsentwicklung zwischen allen Belastungsbedingungen (LIT/60/RSE) und der Ruhebedingung (Kontrolle) zeigte sich eine statistisch signifikante Differenz für die rel_COP_{Sway} [100] (7,657, $SE= 3,55$; $p=.044$, $part.\eta^2= 0,188$, $ES= 0,72$), für die $rel_Spurlänge$ [1000] (11,439, $SE= 3,17$; $p=.002$, $part.\eta^2= 0,407$, $ES= 0,95$) sowie für den rel_DPSI (8,282, $SE= 1,544$; $p<.001$, $part.\eta^2= 0,59$, $ES=1,0$).

Tabelle 8 A. Mittlere prozentuale Veränderung (Δ Pre-Post) der sprunghöhenrelativierten COP Spurlänge [100ms/1000ms] und des sprunghöhenrelativierten DPSI (CMJ_{EB}). B. Ergebnisse der paarweisen Gruppenvergleiche (Post- hoc Berechnung) sowie qualitative und quantitative Effekte (MBI).

Belastungsinduzierte Differenzen – CMJ_{EB}						
A.						
	rel_COP _{Sway} [100ms]		rel_COP _{Sway} [1000ms]		rel_DPSI	
	CV=12,7%		CV=10,2%		CV=6,2%	
	Δ Pre-Post MW [%]		Δ Pre-Post MW [%]		Δ Pre-Post MW [%]	
	(90%KI)		(90%KI)		(90%KI)	
	LIT	-2,14 (-9,7; 5,4)	-7 (-12,1; -1,9)		-8,21 (-10,9; -5,5)	
	60	-8,45 (-15,3; -1,6)	-1,38 (-8,2; 5,4)		-6,69 (-8,8; -4,6)	
	RSE	-1,74 (-12; 8,5)	-10,7 (-19,3; -2,1)		-9,65 (-12,8; -6,5)	
	Kontrolle	3,55 (-2,6; 9,7)	5,08 (0,1; 10)		0,1 (-2,2; 2,4)	
B.						
	Vergleich	Δ MW [%] (95%KI)	P	ES	MBI	
					qualitative	Wahrscheinlichkeiten [%]
					Bedeutsamkeit	
rel_COP _{Sway} [100ms]	LIT / Kontrolle	-5,69 (-25,9; 14,6)		0,3		(5/35/60)
	LIT / 60	6,31 (-13,7; 26,3)		0,3		(64/32/5)
	LIT / RSE	-0,4 (-24,1; 23,3)		0,0		(27/43/30)
	60 / Kontrolle	-11,9 (-23,1; -0,8)		0,7	wahrscheinlich	(0/8/92)
	RSE / Kontrolle	-5,3 (-19,9; 9,3)		0,2		(9/35/56)
	60 / RSE	6,7 (-24,2; 10,7)		0,3		(7/30/63)
rel_COP _{Sway} [1000ms]	LIT / Kontrolle	-12,08 (-24,7; 0,5)	.065	1,0	sehr wahrscheinlich	(0/3/97)
	LIT / 60	-5,63 (-22,9; 11,6)	1.000	0,5		(4/29/67)
	LIT / RSE	3,7 (-16,3; 23,7)	1.000	0,2		(52/36/12)
	60 / Kontrolle	-6,46 (-21,5; 8,6)	1.000	0,6		(2/24/74)
	RSE / Kontrolle	-15,77 (-29,8; -1,7)	.022	0,8	sehr wahrscheinlich	(0/2/98)
	60 / RSE	9,33 (-7,9; 25,8)	.668	0,4	wahrscheinlich	(82/15/3)
rel_DPSI	LIT / Kontrolle	-8,3 (-14,4; -2,3)	.004	1,2	höchst wahrscheinlich	(0/0/100)
	LIT / 60	-1,5 (-6,7; 3,6)	1.000	0,3		(2/35/63)
	LIT / RSE	1,4 (-5,7; 8,6)	1.000	0,2		(40/53/7)
	60 / Kontrolle	-6,8 (-12; -1,6)	.006	1,1	höchst wahrscheinlich	(0/1/99)
	RSE / Kontrolle	-9,8 (-15,9; -3,6)	<.001	1,3	höchst wahrscheinlich	(0/0/100)
	60 / RSE	3 (-3,3; 9,3)	1.000	0,4		(66/33/1)

CV, Coefficient of Variation; Δ MW %, prozentuale Mittelwertdifferenzen; KI, Konfidenzintervall; ES, Effektstärke; MBI, Magnitude-Based Inference.

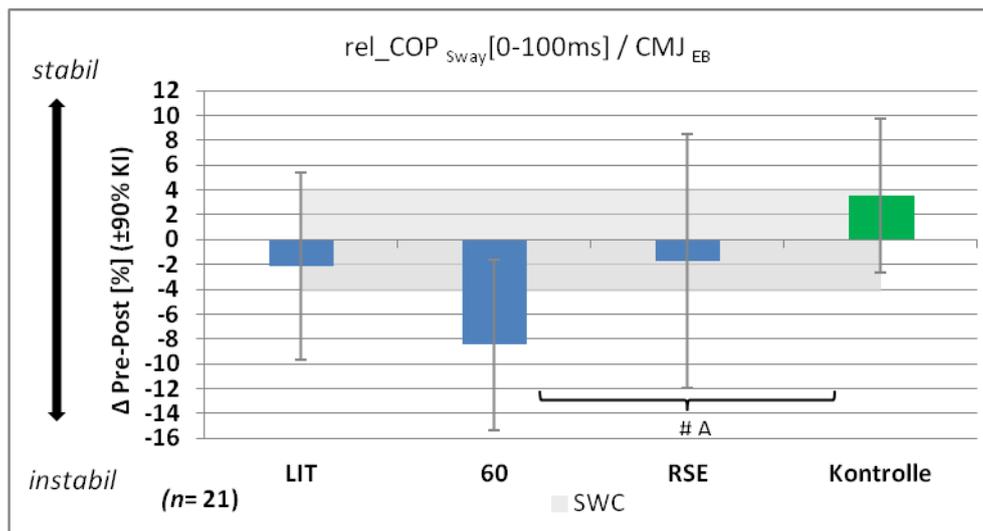


Abb. 44 Veränderung des sprunghöhenrelativierten COP_{sway} 0-100ms nach initialem Bodenkontakt (CMJ_{EB}) im Gruppenvergleich. Dargestellt sind die mittleren prozentualen Veränderungen (Δ Pre-Post), die Konfidenzintervalle [$\pm 90\%$ KI] sowie der „smallest worthwhile change“ (SWC). A moderate Effektstärke, B große Effektstärke; # „wahrscheinliche“, ## „sehr wahrscheinliche“, ### „höchst wahrscheinliche“ Differenz (MBI).

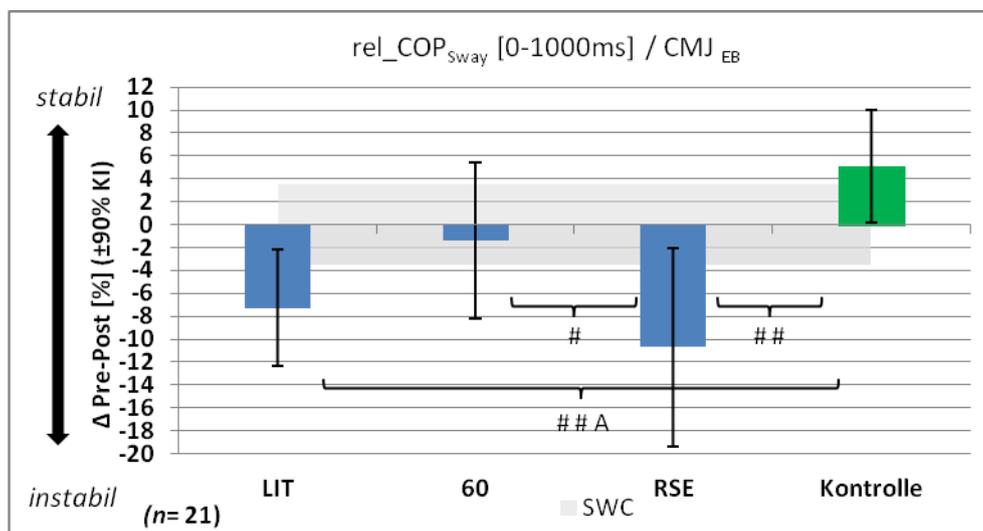


Abb. 45 Veränderung des sprunghöhenrelativierten COP_{sway} 0-1000ms nach initialem Bodenkontakt (CMJ_{EB}) im Gruppenvergleich. Dargestellt sind die mittleren prozentualen Veränderungen (Δ Pre-Post), die Konfidenzintervalle [$\pm 90\%$ KI] sowie der „smallest worthwhile change“ (SWC). A moderate Effektstärke, B große Effektstärke; # „wahrscheinliche“, ## „sehr wahrscheinliche“, ### „höchst wahrscheinliche“ Differenz (MBI).

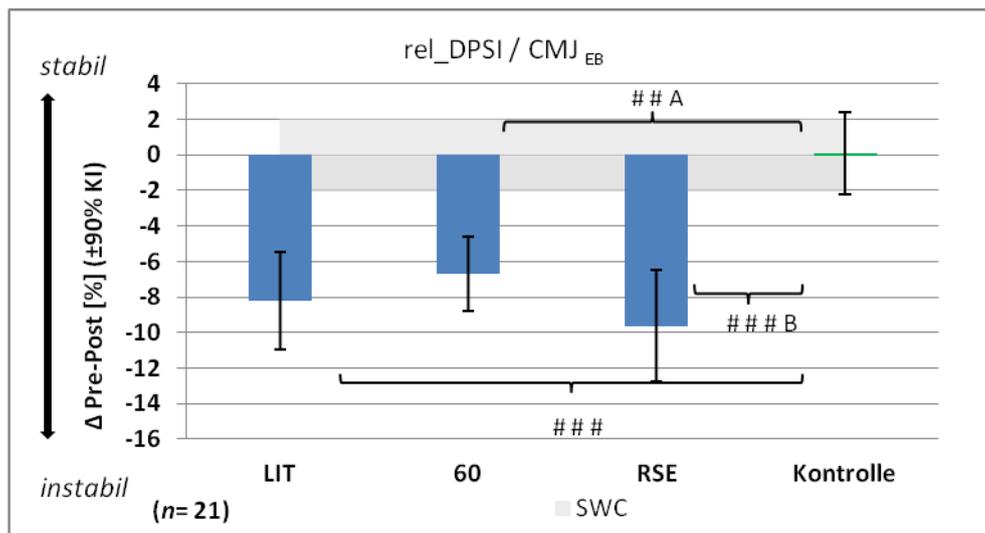


Abb. 46 Veränderung des sprunghöhenrelativierten DPSI (CMJ_{EB}) im Gruppenvergleich. Dargestellt sind die mittleren prozentualen Veränderungen (Δ Pre-Post), die Konfidenzintervalle [$\pm 90\%$ KI] sowie der „smallest worthwhile change“ (SWC). A moderate Effektstärke, B große Effektstärke; # „wahrscheinliche“, ## „sehr wahrscheinliche“, ### „höchst wahrscheinliche“ Differenz (MBI).

9.3 LATERALE POSTURALE LANDEKONTROLLE – LANDUNG LAT_{EB}

Im folgenden Abschnitt wird der Einfluss der Untersuchungsbedingungen auf die posturale Landekontrolle nach einbeiniger lateraler Landung aufgezeigt. Dazu werden die horizontale Spurlänge des COP_{Sway} für die Zeitintervalle 0-100ms und 0-1000ms nach initialem Bodenkontakt (COP_{Sway} [100/1000]) sowie der DPSI dargestellt. Zum Zeitpunkt der Eingangsmessungen bestanden keine signifikanten Gruppenunterschiede.

Bezogen auf den Pre-Post Mittelwertvergleich innerhalb der Untersuchungsbedingungen erhöhte sich unter LIT der COP_{Sway} [100] signifikant von $0,115 \pm ,027$ auf $0,144 \pm ,033$ ($\bar{x} = +25,6\%$, $t(20) = 5,168$, $p < .001$; $ES = 1,13$) sowie unter der 60 Minuten Bedingung von $0,119 \pm 0,029$ auf $0,132 \pm 0,027$ ($\bar{x} = +11,1\%$, $t(20) = 2,233$, $p = .037$; $ES = 0,71$).

Kein signifikanter Anstieg der COP_{Sway} [100] trat unter der RSE- ($\bar{x} = +8,4\%$, $t(20) = 1,768$, $p = .092$; $ES = 0,45$) und der Kontrollbedingung ($\bar{x} = +3,2\%$, $t(20) = 0,615$, $p = .546$; $ES = 0,14$) auf (Tabelle 9).

Der COP_{Sway} [1000] verlängerte sich unter LIT signifikant von $0,302 \pm 0,05$ auf $0,36 \pm 0,06$ ($\bar{x} = +18,2\%$, $T(20) = 3,9$, $p < .001$; $ES = 0,85$) und unter RSE von $0,3 \pm 0,04$ auf $0,321 \pm 0,05$ ($\bar{x} = +7\%$, $T(20) = 2,351$, $p = .029$; $ES = 0,51$). Eine tendenzielle aber keine signifikante Verlängerung des COP_{Sway} [1000] zeigte sich unter der 60 Minuten Bedingung von $0,301 \pm 0,04$ auf $0,32 \pm 0,04$ ($\bar{x} = +6,4\%$, $T(20) = 2,032$, $p = .056$; $ES = 0,44$). Keine signifikante

Veränderung erfolgte unter der Kontrollbedingung ($\bar{x} = +0,01 \%$, $T(20) = 0,029$, $p = .977$; $ES = 0,01$) (Tabelle 9).

Der DPSI vergrößerte sich unter LIT signifikant von $0,27 \pm 0,003$ auf $0,29 \pm 0,003$ ($\bar{x} = +5,9 \%$, $T(20) = 4,645$, $p < .001$; $ES = 1,04$). Die Veränderungen unter der 60 Minuten- ($\bar{x} = +0,9 \%$, $T(20) = 0,517$, $p = .611$; $ES = 0,1$), der RSE- ($\bar{x} = +1,7 \%$, $T(20) = 1,176$, $p = .253$; $ES = 0,26$) und der Kontrollbedingung ($\bar{x} = +0,3 \%$, $T(20) = 0,378$, $p = .710$; $ES = 0,08$) waren nicht signifikant (Tabelle 9).

Tabelle 9 COP_{Sway} [100ms / 1000ms] und DPSI (laterale Landung_{EB}) vor und nach dem Absolvieren der Lauf- und Kontrollbedingungen. Dargestellt sind die Mittelwertveränderungen innerhalb der Untersuchungsbedingung.

Variable	Gruppe	Pre	Post	Veränderung Pre - Post		
		MW \pm SD (90%KI)	MW \pm SD (90%KI)	Δ MW \pm SD (90%KI)	P	ES
laterale Landung _{EB}						
COP _{Sway} [100ms] (n=21)	LIT	,115 \pm ,027 (,105; ,125)	,144 \pm ,033 (,133; ,156)	,029 \pm ,026 (,02; ,039)	<.001	1,13
	60	,119 \pm ,024 (,11; ,127)	,132 \pm ,027 (,122; ,141)	,013 \pm ,027 (,003; ,023)	.037	0,49
	RSE	,116 \pm ,029 (,105; ,126)	,126 \pm ,035 (,113; ,138)	,01 \pm ,025 (,001; ,019)	.092	0,39
	Kontrolle	,114 \pm ,03 (,104; ,125)	,118 \pm ,031 (,107; ,129)	,004 \pm ,028 (-,006; ,014)	.546	0,13
COP _{Sway} [1000ms] (n=21)	LIT	,302 \pm ,049 (,284; ,319)	,356 \pm ,062 (,334; ,379)	,055 \pm ,065 (,03; ,08)	<.001	0,85
	60	,301 \pm ,044 (,285; ,317)	,32 \pm ,044 (,304; ,336)	,019 \pm ,043 (0; ,03)	.056	0,44
	RSE	,3 \pm ,043 (,284; ,316)	,321 \pm ,052 (,302; ,34)	,021 \pm ,041 (,01; ,04)	.029	0,51
	Kontrolle	,297 \pm ,046 (,281; ,314)	,298 \pm ,048 (,28; ,315)	,001 \pm ,044 (-,02; ,02)	.977	0,01
DPSI (n=20)	LIT	,27 \pm ,03 (,26; ,28)	,29 \pm ,03 (,27; ,3)	,0161 \pm ,0159 (,01; ,02)	<.001	1,04
	60	,265 \pm ,03 (,25; ,27)	,267 \pm ,02 (,26; ,28)	,002 \pm ,022 (-,006; ,01)	.611	0,1
	RSE	,264 \pm ,03 (,25; ,27)	,268 \pm ,03 (,26; ,28)	,005 \pm ,018 (-,002; ,01)	.253	0,26
	Kontrolle	,271 \pm ,03 (,26; ,28)	,272 \pm ,03 (,26; ,28)	,001 \pm ,018 (-,005; ,007)	.710	0,08

MW, Mittelwert; SD, Standardabweichung; KI, Konfidenzintervall; ES, Effektstärke

Gruppenvergleiche

Bezogen auf die Leistungsentwicklung zwischen den Untersuchungsbedingungen ergaben sich signifikante Haupteffekte für die Parameter COP_{Sway} [100] ($F_{3/60} = 3.447$, $p = .002$, $\text{part.}\eta^2 = 0,147$) und COP_{Sway} [1000] ($F_{3/60} = 4.492$, $p = .007$, $\text{part.}\eta^2 = 0,183$) sowie für den DPSI ($F_{3/60} = 3.105$, $p < .033$, $\text{part.}\eta^2 = 0,134$).

Für den COP_{Sway} [100] ergab die Post- hoc Analyse eine signifikante Leistungsdifferenz (18,54%, 95% KI [1,84; 35,24], $p = .024$; $ES = 0,76$) zwischen der LIT- und der RSE Bedingung, die „sehr wahrscheinlich“ (97/3/0), praktisch relevant ist. Daneben zeigten sich „sehr wahrscheinliche“ Differenzen zwischen der LIT- und der Kontrollbedingung (97/3/0;

$ES= 0,75$), sowie „wahrscheinliche“ Differenzen zwischen der LIT- und der 60 Minuten Bedingung (88/11/1); $ES= 0,59$) (Tabelle 10, Abb. 47).

Für den COP_{Sway} [1000] ergab die Post- hoc Analyse eine signifikante Differenz (18,84%, 95% KI [0,36; 37,32], $p=.044$; $ES= 1$) zwischen der LIT- und der Kontrollbedingung, wobei quantitativ von einem „höchst wahrscheinlich“ praktisch relevanten Gruppenunterschied (99/1/0), $ES= 0,82$) auszugehen ist.

Ebenfalls „sehr wahrscheinliche“ Differenzen (95/5/0, $ES= 0,67$) traten zwischen der LIT- und der 60 Minuten- sowie zwischen der LIT- und der RSE Bedingung (95/5/0, $ES= 0,67$) auf (Tabelle 10, Abb. 48).

Für den Parameter DPSI ergab die Post- hoc Analyse eine signifikante Leistungsdifferenz zwischen der LIT- und der Kontrollbedingung (5,56%, 95% KI [0,3; 10,8], $p=.034$, $ES= 0,8$), die „sehr wahrscheinlich“ (96/4/0) praktisch relevant ist. Ebenso zeigt sich quantitativ eine „wahrscheinliche“ Differenz für die Gruppenvergleiche LIT vs. 60 (90/10/0, $ES= 0,63$) sowie für LIT vs. RSE (89/11/0, $ES= 0,66$) (Tabelle 10, Abb. 49).

Vergleich Laufen vs. Ruhebedingung

Beim Vergleich der Leistungsentwicklung zwischen allen Belastungsbedingungen (LIT/60/RSE) und der Ruhebedingung (Kontrolle) zeigte sich eine statistisch signifikante Differenz für den COP_{Sway} [1000] (-10,553, $SE= 4,25$; $p=.002$, $part.\eta^2= 0,236$, $ES= 0,8$) jedoch nicht für den COP_{Sway} [100] (-9,791, $SE= 7,46$; $p=.204$, $part.\eta^2= 0,079$, $ES= 0,3$) und für den DPSI (-2,495, $SE= 1,37$; $p=.085$, $part.\eta^2= 0,141$, $ES= 0,58$).

Tabelle 10 A. Mittlere prozentuale Veränderung (Δ Pre-Post) des COP_{Sway} [100ms / 1000ms] und des DPSI (laterale Landung_{EB}). B. Ergebnisse der paarweisen Gruppenvergleiche (Post- hoc Berechnung) sowie qualitative und quantitative Effekte (MBI).

Belastungsinduzierte Differenzen- laterale Landung_{EB}						
A.						
		COP _{Sway} [100ms] CV= 15,9%	COP _{Sway} [1000ms] CV= 10,4%		DPSI CV= 5,4%	
		Δ Pre-Post MW [%] (90%KI)	Δ Pre-Post MW [%] (90%KI)		Δ Pre-Post MW [%] (90%KI)	
	LIT	28,13 (19,1; 37,1)	19,91 (12; 27,8)		6,06 (3,8; 8,3)	
	60	13,52 (4,8; 22,3)	7,5 (2,3; 12,7)		1,35 (-1,7; 4,4)	
	RSE	9,59 (1,8; 17,4)	7,45 (2,3; 12,6)		1,9 (-0,4; 4,2)	
	Kontrolle	7,29 (-3,7; 18,2)	1,07 (-4,4; 6,5)		1,07 (-1,6; 3)	
B.						
	Vergleich	Δ MW [%] (95%KI)	P	ES	MBI	
					qualitative Bedeutsamkeit	Wahrschein- lichkeiten [%]
COP _{Sway} [100ms]	LIT / Kontrolle	20,8 (-3; 44,7)	.112	0,75	sehr wahrscheinlich	(97/3/0)
	LIT / 60	14,6 (-1,5; 30,7)	.091	0,59	wahrscheinlich	(89/11/0)
	LIT / RSE	18,5 (1,8; 35,2)	.024	0,76	sehr wahrscheinlich	(97/3/0)
	60 / Kontrolle	6,2 (-19,2; 31,7)	1.000	0,75		(54/38/8)
	RSE / Kontrolle	2,3 (-20,3; 25)	1.000	0,17		(50/39/11)
	60 / RSE	3,9 (-14,7; 22,5)	1.000	0,92		(21/50/29)
COP _{Sway} [1000ms]	LIT / Kontrolle	18,8 (0,4; 37,3)	.044	1,0	höchst wahrscheinlich	(99/1/0)
	LIT / 60	12,4 (-3,8; 28,6)	.220	0,67	wahrscheinlich	(95/5/0)
	LIT / RSE	12,5 (-2,4; 37,3)	.140	0,67	wahrscheinlich	(95/5/0)
	60 / Kontrolle	6,4 (-7,3; 20,2)	1.000	0,43	wahrscheinlich	(75/23/2)
	RSE / Kontrolle	6,4 (-6,8; 19,6)	1.000	0,43	wahrscheinlich	(75/23/2)
	60 / RSE	0,1 (-15,3; 15,4)	1.000	0,0		(11/79/10)
DPSI	LIT / Kontrolle	5,6 (0,3; 10,8)	.034	0,8	sehr wahrscheinlich	(96/4/0)
	LIT / 60	4,9 (-1,9; 12)	.279	0,63	wahrscheinlich	(90/10/0)
	LIT / RSE	4,3 (-1,2; 9,9)	.195	0,66	wahrscheinlich	(89/11/0)
	60 / Kontrolle	0,7 (-5,7; 7)	1.000	0,06		(30/52/18)
	RSE / Kontrolle	1,24 (-3,3; 5,8)	1.000	0,16		(34/59/7)
	60 / RSE	-0,6 (-7,2; 6,1)	1.000	0,07		(29/57/14)

CV, Coefficient of Variation; Δ MW %, prozentuale Mittelwertdifferenzen; KI, Konfidenzintervall; ES, Effektstärke; MBI, Magnitude-Based Inference.

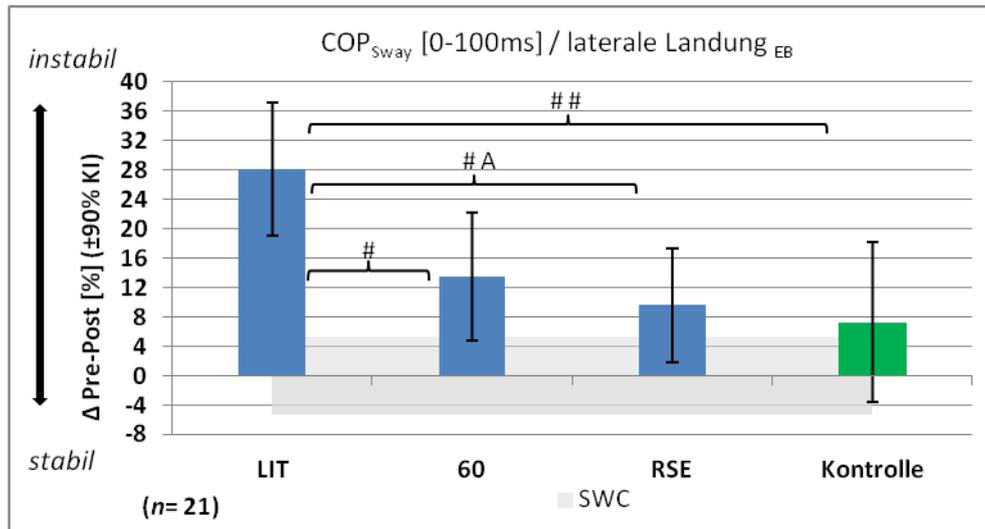


Abb. 47 Veränderung des COP_{Sway} 0-100ms nach initialem Bodenkontakt (laterale Landung_{EB}) im Gruppenvergleich. Dargestellt sind die mittleren prozentualen Veränderungen (Δ Pre-Post), die Konfidenzintervalle $[\pm 90\% \text{ KI}]$ sowie der „smallest worthwhile change“ (SWC). A moderate Effektstärke, B große Effektstärke; # „wahrscheinliche“, ## „sehr wahrscheinliche“, ### „höchst wahrscheinliche“ Differenz (MBI).

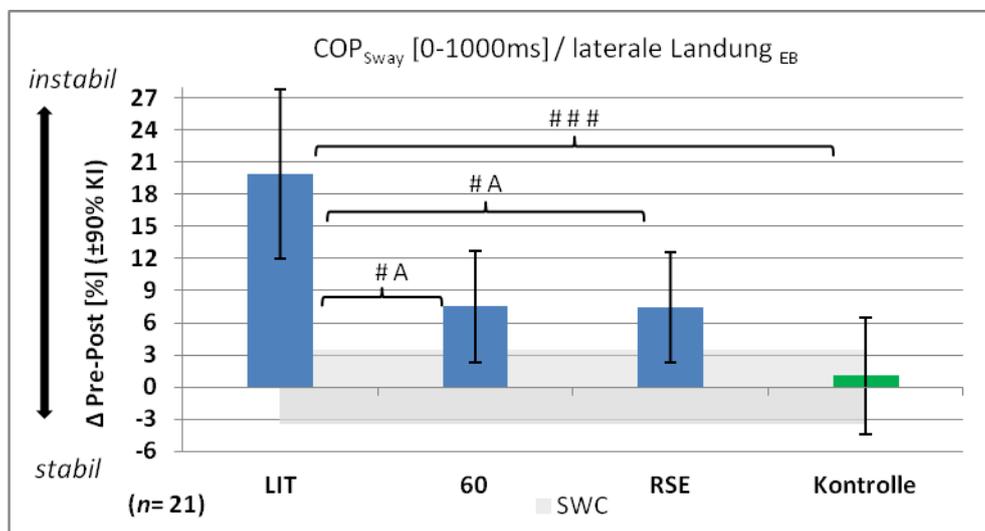


Abb. 48 Veränderung des COP_{Sway} 0-1000ms nach initialem Bodenkontakt (laterale Landung_{EB}) im Gruppenvergleich. Dargestellt sind die mittleren prozentualen Veränderungen (Δ Pre-Post), die Konfidenzintervalle $[\pm 90\% \text{ KI}]$ sowie der „smallest worthwhile change“ (SWC). A moderate Effektstärke, B große Effektstärke; # „wahrscheinliche“, ## „sehr wahrscheinliche“, ### „höchst wahrscheinliche“ Differenz (MBI).

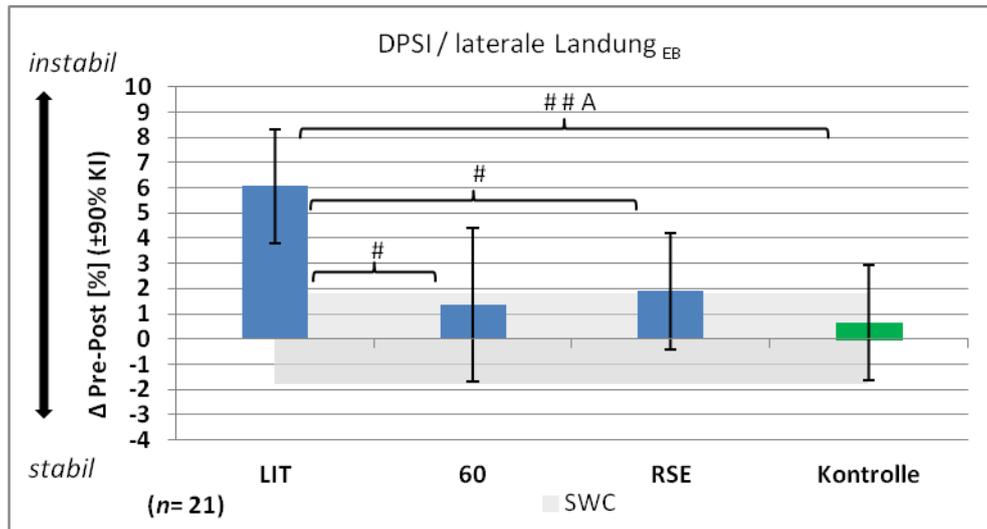


Abb. 49 Veränderung des DPSI (laterale Landung_{EB}) im Gruppenvergleich. Dargestellt sind die mittleren prozentualen Veränderungen (Δ Pre-Post), die Konfidenzintervalle [$\pm 90\%$ KI] sowie der „smallest worthwhile change“ (SWC). A moderate Effektstärke, B große Effektstärke; # „wahrscheinliche“, ## „sehr wahrscheinliche“, ### „höchst wahrscheinliche“ Differenz (MBI).

9.4 SPRUNGPRÄZISION – RICHTUNGSWECHSELSPRUNG (RW_{EB})

Im folgenden Abschnitt wird der Einfluss der Untersuchungsbedingungen auf den Landeabstand [cm] in Folge des einbeinigen Richtungswechselsprungs aufgezeigt. Zum Zeitpunkt der Eingangsmessungen bestanden keine signifikanten Gruppenunterschiede.

Im Pre- Post Vergleich traten unter keiner Untersuchungsbedingung signifikante Änderungen auf. So reduzierte sich der Landeabstand unter LIT um -16,5% ($T(20) = 1,053$, $p = .305$; $ES = 0,23$) und unter der Kontrollbedingung um -16,7% ($T(20) = 1,044$, $p = .309$; $ES = 0,23$), wohingegen er unter der 60 Minuten Bedingung um +8,3 % ($T(20) = -0,475$, $p = .640$; $ES = 0,1$) sowie unter RSE um +25,1 % ($T(20) = -1,076$, $p = .295$; $ES = 0,23$) anstieg (Tabelle 11).

Tabelle 11 Sprungpräzision (RW_{EB}) vor und nach dem Absolvieren der Lauf- und Kontrollbedingungen. Dargestellt sind die Mittelwertveränderungen innerhalb der Untersuchungsbedingung.

Variable	Gruppe	Pre	Post	Veränderung Pre - Post		
		MW ± SD (90%KI)	MW ± SD (90%KI)	Δ MW ± SD (90%KI)	P	ES
RW_{EB}						
Präzision [cm]	LIT	2,52± 1 (2,2; 2,9)	2,1± 1,4 (1,6; 2,6)	-0,42 ± 1,8 (-1,1; 0,2)	.305	0,23
(n=21)	60	2,38± 1,6 (1,8; 2,9)	2,57± 1,5 (2,1; 3,1)	0,2 ± 1,9 (-4,9; 0,9)	.640	0,1
	RSE	1,88± 1,3 (1,4; 2,3)	2,35± 1,6 (1,8; 2,9)	0,47 ± 2 (-0,3;1,2)	.295	0,23
	Kontrolle	2,47± 1,3 (2;3)	2,06± 1,24 (1,6; 2,5)	-0,41 ± 1,8 (-1,1; 0,2)	.309	0,23

MW, Mittelwert; SD, Standardabweichung; KI, Konfidenzintervall; ES, Effektstärke

Gruppenvergleiche

Im Gruppenvergleich ergab sich keinen signifikanter Haupteffekt $F(3,60) = 1,49$, $p=.226$, $part.\eta^2= 0,07$. Allerdings ist nach quantitativer Analyse von einer „wahrscheinlichen“ Leistungsdifferenz zwischen der LIT- und RSE Bedingung (2/12/86; $ES= 0,46$), sowie der RSE- und Kontrollbedingung (86/12/3; $ES=0,46$) auszugehen (Tabelle 12; Abb. 50).

Vergleich Laufen vs. Ruhebedingung

Beim Vergleich der Leistungsentwicklung zwischen allen Belastungsbedingungen (LIT/60/RSE) und der Ruhebedingung (Kontrolle) zeigte sich keine statistisch signifikante Differenz (-0,498) ($SE= 0,401$; $p=.228$, $part.\eta^2= 0,07$, $ES=0,33$).

Tabelle 12 Leistungsentwicklung der Sprungpräzision (RW_{EB}). Ergebnisse der paarweisen Gruppenvergleiche (Post- hoc Berechnung) sowie qualitative und quantitative Effekte (MBI).

Belastungsinduzierte Differenzen- RW_{EB}						
Präzision RW_{EB} CV= 0,46cm						
Vergleich	ΔMW [%] (95%KI)	P	ES	MBI		
				qualitative Bedeutsamkeit	Wahrscheinlichkeiten [%]	
RW_{EB} Präzision						
LIT / Kontrolle	-0,002 (-1,3; 1,3)		0,0		(31/37/32)	
LIT / 60	-0,61 (-2,3; 1,1)		0,33		(6/20/73)	
LIT / RSE	-0,89 (-2,2; 0,4)		0,46	wahrscheinlich	(2/12/86)	
60 / Kontrolle	0,61 (-1; 2,2)		0,33		(73/21/6)	
RSE / Kontrolle	0,89 (-0,6; 2,4)		0,46	wahrscheinlich	(86/12/3)	
60 / RSE	-0,27 (-1,9; 1,4)		0,14		(18/32/50)	

CV, Coefficient of Variation; ΔMW %, prozentuale Mittelwertdifferenzen; KI, Konfidenzintervall; ES, Effektstärke, MBI, Magnitude-Based Inference.

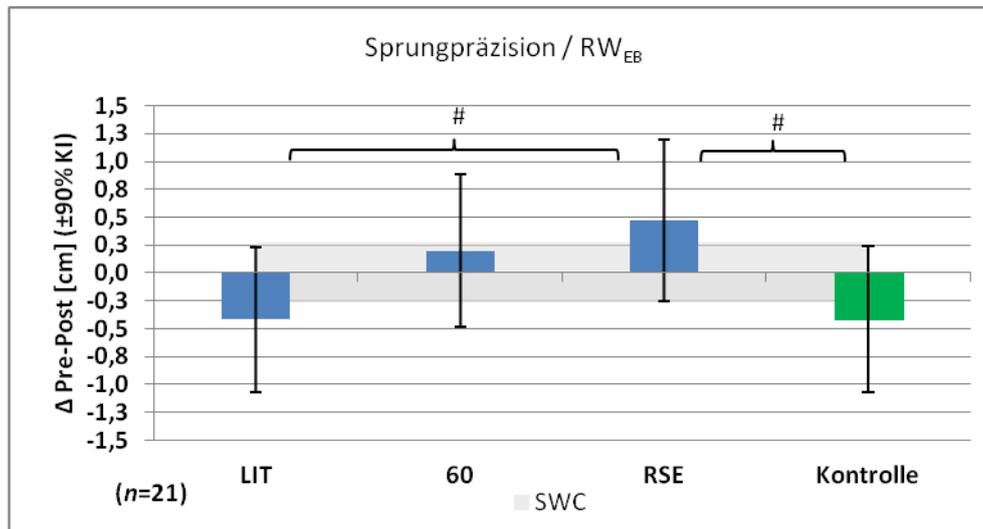


Abb. 50 Veränderung der Sprungpräzision (RW_{EB}) im Gruppenvergleich. Dargestellt sind die mittleren prozentualen Veränderungen (Δ Pre-Post), die Konfidenzintervalle [$\pm 90\%$ KI] sowie der „smallest worthwhile change“ (SWC). A moderate Effektstärke, B große Effektstärke; # „wahrscheinliche“, ## „sehr wahrscheinliche“, ### „höchst wahrscheinliche“ Differenz (MBI).

9.5 EINBEINIGE REICHWEITE – Y BALANCE TEST

Im folgenden Abschnitt wird der Einfluss der Untersuchungsbedingungen auf die einbeinige Reichweite [Y-BAL_{COMP}] aufgezeigt. Zum Zeitpunkt der Eingangsmessungen bestanden keine signifikanten Gruppenunterschiede.

Im Pre- Post Vergleich kam es unter allen Untersuchungsbedingungen zu einer signifikanten Abnahme der einbeinigen Reichweite. So reduzierte sich der Parameter Y-BAL_{COMP} unter LIT um -1,8% ($T(20) = 5,66, p < .001; ES = 1,24$), unter der 60 Bedingung um -1,5 % ($T(20) = 4,67, p < .001; ES = 1,02$) sowie unter RSE um - 2,9 % ($T(20) = 8,96, p < .001; ES = 1,97$). Keine signifikanten Veränderungen zeigten sich hingegen unter der Kontrollbedingung ($\bar{x} = -0,5 \%$, ($T(20) = 2,02, p = .060; ES = 0,45$) (Tabelle 13).

Tabelle 13 Einbeinige Reichweite (Composite Score) vor und nach dem Absolvieren der Lauf- und Kontrollbedingungen. Dargestellt sind die Mittelwertveränderungen innerhalb der Untersuchungsbedingung.

Variable	Gruppe	Pre	Post	Veränderung Pre - Post		
		MW ± SD (90%KI)	MW ± SD (90%KI)	Δ MW ± SD (90%KI)	P	ES
Y Balance Test						
Comp-Score (n=21)	LIT	1,08 ± 0,05 (1,07; 1,1)	1,06 ± 0,05 (1,05; 1,08)	-0,02 ± 0,2 (-0,03; - 0,01)	<.001	1,24
	60	1,09 ± 0,05 (1,07; 1,11)	1,08 ± 0,05 (1,06; 1,09)	-0,02 ± 0,2 (-0,02; - 0,01)	<.001	1,02
	RSE	1,10 ± 0,05 (1,08; 1,12)	1,07 ± 0,05 (1,05; 1,08)	-0,03 ± 0,2 (-0,04; - 0,03)	<.001	1,97
	Kontrolle	1,09 ± 0,1 (1,07; 1,11)	1,08 ± 0,05 (1,06; 1,1)	-0,01 ± 0,1 (-0,01; - 0)	.060	0,45

MW, Mittelwert; SD, Standardabweichung; KI, Konfidenzintervall; ES, Effektstärke

Gruppenvergleiche

Hinsichtlich der vergleichenden Leistungsentwicklung zeigte sich für den Parameter Y-BAL_{COMP} ein signifikanter Haupteffekt $F(3,60) = 4,770, p = .041, \text{part.}\eta^2 = 0,193$.

Die Bonferroni korrigierte Post- hoc Analyse ergab eine signifikante Differenz zwischen der LIT- und der Kontrollbedingung (-1.33%, 95% KI [-2,58; -0,08], $p = .033, ES = 0,95$), mit „wahrscheinlich“ (0/6/94) praktischer Relevanz. Eine signifikante Differenz ergab sich zwischen der RSE- und der Kontrollbedingung (-2,34%, 95% KI [-3,53; -1,15], $p < .001, ES = 1,73$), die „höchst wahrscheinlich“ (0/0/100) praktisch relevant ist sowie zwischen der RSE- und der 60 Minuten Bedingung (1,45%, 95% KI [2,7; 0,21], $p = .017, ES = 1,02$), die „wahrscheinlich“ (97/3/0) praktisch relevant ist (Tabelle 14, Abb. 51).

Vergleich Laufen vs. Ruhebedingung

Beim Vergleich der Leistungsentwicklung zwischen allen Belastungsbedingungen (LIT/60/RSE) und der Ruhebedingung (Kontrolle) ergab sich eine statistisch signifikante Differenz von 1,52 (SE= 0,291; $p < .001, \text{part.}\eta^2 = 0,577, ES = 0,99$) für die einbeinige Reichweite [Y-BAL_{COMP}].

Tabelle 14 A. Mittlere Veränderung (Δ Pre-Post) der einbeinigen Reichweite (Composite Score). B. Ergebnisse der paarweisen Gruppenvergleiche (Post- hoc Berechnung) sowie qualitative und quantitative Effekte (MBI).

Belastungsinduzierte Differenzen- Y Balance Test							
A.		Composite Score CV=2 % Δ Pre-Post MW [%] (90%KI)					
	LIT	-1,86 (-2,4; -1,32)					
	60	-1,42 (-1,93; -0,92)					
	RSE	-2,87 (-3,39; -2,36)					
	Kontrolle	-0,53 (-1; -0,1)					
B.	Vergleich	Δ MW [%] (95%KI)	P	ES	MBI		
					qualitative Bedeutsamkeit	Wahrscheinlichkeiten [%]	
Comp-Score	LIT / Kontrolle	-1,33 (-2,85; -0,08)	.033	0,95	wahrscheinlich	(0/6/94)	
	LIT / 60	-0,44 (-1,99; 1,11)	1.000	0,30		(1/69/30)	
	LIT / RSE	1,01 (-0,2; 2,22)	.141	0,69	wahrscheinlich	(79/21/0)	
	60 / Kontrolle	-0,89 (-1,98; 0,12)	.105	0,67		(0/29/71)	
	RSE / Kontrolle	-2,34 (-3,53; -1,15)	<.001	1,73	höchst wahrscheinlich	(0/0/100)	
	60 / RSE	1,45 (2,7; 0,21)	.017	1,02	sehr wahrscheinlich	(97/3/0)	

CV, Coefficient of Variation; Δ MW %, prozentuale Mittelwertdifferenzen; KI, Konfidenzintervall; ES, Effektstärke, MBI, Magnitude-Based Inference.

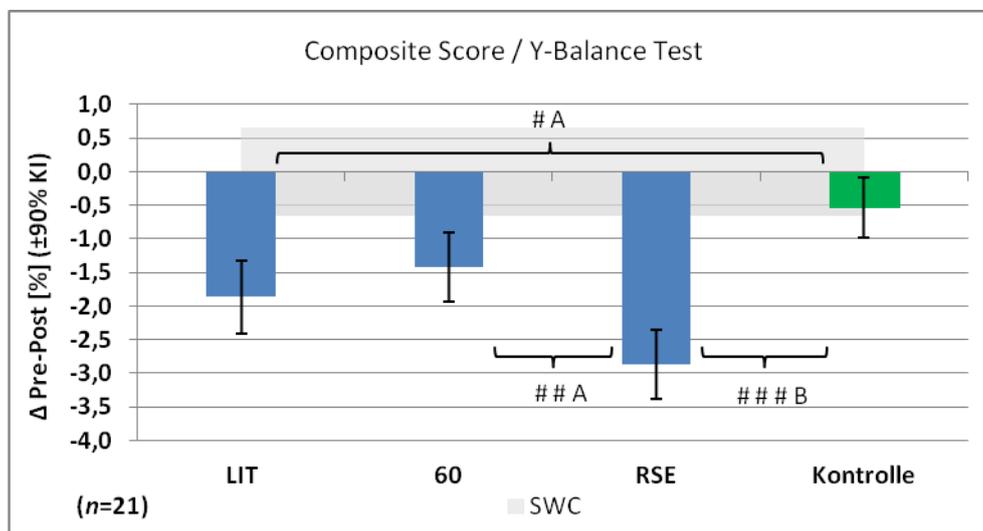


Abb. 51 Veränderung der einbeinigen Reichweite (Composite Score- Y Balance Test) im Gruppenvergleich. Dargestellt sind die mittleren prozentualen Veränderungen (Δ Pre-Post), die Konfidenzintervalle [\pm 90% KI] sowie der „smallest worthwhile change“ (SWC). A moderate Effektstärke, B große Effektstärke; # „wahrscheinliche“, ## „sehr wahrscheinliche“, ### „höchst wahrscheinliche“ Differenz (MBI).

9.6 BEWEGUNGSVARIABILITÄT KNIEGELENK – LEG CURL BEWEGUNG

Im folgenden Abschnitt wird der Einfluss der Untersuchungsbedingungen auf die Winkelgeschwindigkeit (ω) sowie die Varianz [ω] (Flexion/Extension) bei Leg- Curl Bewegungen aufgezeigt. Für keinen Messparameter bestand ein signifikanter Gruppenunterschied zwischen den Eingangsmessungen.

Bezogen auf den Pre-Post Vergleich zeigten sich signifikante Veränderungen der Bewegungsvariabilität ausschließlich für die Flexions-, jedoch nicht für die Extensionsbewegungen. So kam es zu einer signifikanten Zunahme von ω - Flexion unter LIT von $24,6 \text{ }^\circ/\text{s} \pm 7$ auf $29,1 \text{ }^\circ/\text{s} \pm 8,26$ ($\bar{x} = 18,1\%$, $T(12) = -2,714$, $p = .019$; $ES = 0,75$). Keine signifikanten Veränderungen von ω zeigten sich unter der 60 Minuten- ($\bar{x} = 2,5\%$, $T(12) = -0,44$, $p = .664$; $ES = 0,12$), der RSE- ($\bar{x} = 5,9\%$, $T(12) = -1,239$, $p = .239$; $ES = 0,34$) sowie der Kontrollbedingung ($\bar{x} = 0,01\%$, $T(12) = -0,024$, $p = .239$; $ES = 0,01$) (Tabelle 15).

Die Varianz [ω] (Flexion) veränderte sich signifikant unter LIT von $134,8 \pm 127$ auf $199,4 \pm 155$ ($\bar{x} = 48 \%$, $T(12) = -2,619$, $p = .022$; $ES = 0,68$) sowie unter RSE von $123,3 \pm 62,4$ auf 166 ± 75 ($\bar{x} = 34 \%$, $T(12) = -2,624$, $p = .022$; $ES = 0,74$). Keine signifikanten Veränderungen der Varianz [ω] zeigten sich unter der 60 Minuten ($\bar{x} = 5,4\%$, $Z(12) = -0,73$, $p = .497$; $ES = 0,2$) und der Kontrollbedingung ($\bar{x} = -5,8\%$, $Z(12) = -0,28$, $p = .497$; $ES = 0,08$) (Tabelle 15).

Keine Untersuchungsbedingung bewirkte signifikante Veränderungen von ω sowie der Varianz [ω] in Extension (Tabelle 15).

Gruppenvergleiche

Hinsichtlich der vergleichenden Leistungsentwicklung zwischen den Untersuchungsbedingungen zeigte sich kein signifikanter Haupteffekt für ω - Flexion ($F(3,36) = 1,696$, $p = .185$, $\text{part.}\eta^2 = 0,124$) und ω - Extension ($F(3,36) = 0,826$, $p = .488$, $\text{part.}\eta^2 = ,064$). Ebenso existiert kein signifikanter Haupteffekt für die Varianz [ω] in Flexion ($F(3,36) = 2,142$, $p = .112$, $\text{part.}\eta^2 = ,151$) und Varianz [ω] in Extension ($F(3,36) = 0,873$, $p = .464$, $\text{part.}\eta^2 = ,068$). Im Gegensatz dazu ist für ω - Flexion von einem „wahrscheinlich“ praktisch relevanten Gruppenunterschieden zwischen der LIT- und der Kontrollbedingung ($94/6/0$; $ES: 0,84$) zwischen der LIT- und 60 Minuten Bedingung ($83/15/2$; $ES: 0,58$) sowie zwischen LIT und RSE ($77/20/3$; $ES: 0,51$) auszugehen (Tabelle 16, Abb. 52).

Tabelle 15 Winkelgeschwindigkeit (ω) und Varianz [ω] (Leg- Curl Bewegungen) vor und nach dem Absolvieren der Lauf- und Kontrollbedingungen. Dargestellt sind die Mittelwertveränderungen innerhalb der Untersuchungsbedingung.

Variable	Gruppe	Pre	Post	Veränderung Pre - Post		
		MW \pm SD (90%KI)	MW \pm SD (90%KI)	Δ MW \pm SD (90%KI)	P	ES
LEG CURL Flexion						
ω [$^{\circ}$ /s] (n=13)	LIT	24,6 \pm 7 (21,4; 27,8)	29,1 \pm 10,1 (24,5; 33,7)	4,5 \pm 5,9 (1,8; 7,2)	.019	0,75
	60	26,9 \pm 6,6 (23,9; 29,9)	27,6 \pm 6,6 (24,5; 30,6)	0,68 \pm 5,5 (-1,8; 3,2)	.664	0,12
	RSE	26,4 \pm 4,6 (24,3; 28,5)	28 \pm 5,3 (25,5; 30,4)	1,55 \pm 4,5 (-0,5; 3,6)	.239	0,34
	Kontrolle	26,7 \pm 6,6 (23,6; 29,7)	26,7 \pm 6 (23,9; 29,4)	0,02 \pm 3,3 (-1,5; 1,5)	.981	0,01
VAR [ω] (n=13)	LIT	134,8 \pm 127 (77; 193)	199,4 \pm 155 (129; 270)	64,6 \pm 95 (21; 108)	.022	0,68
	60	149,2 \pm 98 (105; 194)	157,3 \pm 127 (99; 215)	8,1 \pm 81 (-29; 45)	.497	0,2
	RSE	123,3 \pm 62,4 (95; 152)	166 \pm 75 (132; 200)	42,7 \pm 58 (16; 69)	.022	0,74
	Kontrolle	121,8 \pm 97 (78; 166)	114,7 \pm 66 (85; 145)	-7 \pm 56 (-33; 18)	.802	0,08
LEG CURL Extension						
ω [$^{\circ}$ /s] (n=13)	LIT	-28,3 \pm 7,2 (-31,6; -25)	-28,6 \pm 8,4 (-32,3; -24,7)	-0,26 \pm 3,9 (-2; 1,5)	.951	0,07
	60	-30,5 \pm 8 (-34,1; -26,8)	-29,6 \pm 9 (-33,3; -26)	0,85 \pm 5,3 (-1,6; 3,3)	.269	0,16
	RSE	-30,7 \pm 6,7(-33,7; -27,6)	-32,1 \pm 6,4 (-35; -29,2)	-1,45 \pm 4,8 (-3,6; 0,7)	.203	0,3
	Kontrolle	-30,5 \pm 7,9 (-34,1; -27)	-29 \pm 6,1 (-31,9; -26,3)	1,44 \pm 4,6 (-0,7; 3,5)	.225	0,31
VAR [ω] (n=13)	LIT	175,8 \pm 152 (107; 145)	202,2 \pm 205 (107; 294)	24,4 \pm 102 (-22; 70)	.380	0,27
	60	230,6 \pm 210 (135; 327)	252,4 \pm 287 (122; 383)	21,8 \pm 221 (-79; 122)	.960	0,02
	RSE	205,2 \pm 143 (140; 271)	217,3 \pm 128 (159; 276)	12 \pm 131 (-48; 72)	.216	0,37
	Kontrolle	229,4 \pm 201 (138; 321)	179,1 \pm 162 (105; 253)	-50,3 \pm 152 (-120; 19)	.305	0,31

MW, Mittelwert; SD, Standardabweichung; KI, Konfidenzintervall; ES, Effektstärke

Daneben ergab sich für die Varianz [ω] in Flexion ein „sehr wahrscheinlich“ praktisch relevanter Gruppenunterschied. Ebenso ist für die Gruppenvergleiche LIT vs. Kontrolle (97/3/0; ES: 1,01) sowie zwischen RSE vs Kontrolle (93/6/1; ES: 0,8) von „wahrscheinlich“ praktisch relevanten Gruppenunterschieden auszugehen (Tabelle 16, Abb. 53). Keine Gruppenunterschiede ergaben sich für die Bewegungsrichtung Extension (Tabelle 16, Abb. 54 und Abb. 55).

Tabelle 16 A. Mittlere prozentuale Veränderung (Δ Pre-Post) der Winkelgeschwindigkeit (ω) und Varianz [ω] (Leg- Curl Bewegungen). B. Ergebnisse der paarweisen Gruppenvergleiche (Post- hoc Berechnung) sowie qualitative und quantitative Effekte (MBI).

Belastungsinduzierte Differenzen- Leg Curl				
A.	Leg Curl Flexion	Leg Curl Flexion	Leg Curl Extension	Leg Curl Extension
	ω [°/s]	VAR[ω]	ω [°/s]	VAR [ω]
	CV=16 %	CV=46 %	CV=16%	CV=52 %
	Δ Pre-Post MW [%] (90%KI)			
	LIT	66,1 (29,1; 103,2)	0,88 (-6,2; 7,9)	12,1 (-8,2; 32,4)
60	32,7 (-6,4; 72)	-1,39 (-8,9; 6,2)	11,4 (-13,4; 36,3)	
RSE	56,8 (16,4; 97,1)	6,37 (-1,7; 14,4)	18,7 (-2,8; 40,2)	
Kontrolle	3,7 (-10,9; 18,3)	-2,74 (-9,2; 3,7)	-9,5 (-31; 12)	
B. Vergleich				
	Δ MW [%] (95%KI)	<i>P</i>	<i>ES</i>	<i>MBI</i>
			qualitative Bedeutsamkeit	Wahrscheinlichkeiten [%]
Leg Curl Flexion				
ω [°/s]	LIT / Kontrolle	17 (0,4; 33,8)	0,84	wahrscheinlich (94/6/0)
	LIT / 60	13,7 (-10,4; 37,8)	0,58	wahrscheinlich (83/15/2)
	LIT / RSE	11,6 (-4; 27,1)	0,51	wahrscheinlich (77/20/3)
	60 / Kontrolle	3,3 (-13,4; 20,1)	0,18	(39/51/10)
	RSE / Kontrolle	5,5 (-6,6; 17,6)	0,33	(41/44/5)
	60 / RSE	-2,2 (-20,1; 17,8)	0,10	(1749/34)
VAR [ω]				
	LIT / Kontrolle	62,4 (11,9; 113)	1,01	sehr wahrscheinlich (97/3/0)
	LIT / 60	33,4 (-44,4; 111,2)	0,4	(72/22/6)
	LIT / RSE	9,4(11,9; 113)	0,11	(42/36/22)
	60 / Kontrolle	29 (-32,3; 90,3)	0,45	(72/24/4)
	RSE / Kontrolle	53,1 (-5,1; 111,2)	0,80	wahrscheinlich (93/6/1)
	60 / RSE	-24 (-69; 20,9)	0,28	(11/28/61)
Leg Curl Extension				
ω [°/s]	LIT / Kontrolle	3,6 (-11,1; 18,4)	0,25	(28/57/5)
	LIT / 60	2,3 (-10,8; 15,3)	0,14	(30/60/10)
	LIT / RSE	-5,5 (-15; 4)	0,33	(4/45/51)
	60 / Kontrolle	1,3 (-8,9; 11,5)	0,09	(24/64/12)
	RSE / Kontrolle	9,1 (-6,7; 24,9)	0,57	(74/25/1)
	60 / RSE	-7,8 (-24,5; 9)	0,45	(2/32/65)
VAR [ω]				
	LIT / Kontrolle	21,6 (-23,1; 66,3)	0,47	(60/39/1)
	LIT / 60	0,63 (-40,3; 41,6)	0,01	(18/65/17)
	LIT / RSE	-6,6 (-33,8; 20,5)	0,14	(8/66/26)
	60 / Kontrolle	20,9 (-18,3; 60,1)	0,41	(58/40/2)
	RSE / Kontrolle	28,2 (-11,3; 67,8)	0,60	(74/26/0)
	60 / RSE	-7,3 (-54,9; 40,4)	0,14	(10/60/30)

CV, Coefficient of Variation; Δ MW %, prozentuale Mittelwertdifferenzen; KI, Konfidenzintervall; ES, Effektstärke, MBI, Magnitude-Based Inference.

Vergleich Laufen vs. Ruhebedingung

Beim Vergleich der Leistungsentwicklung zwischen allen Belastungsbedingungen (LIT/60/RSE) und der Ruhebedingung (Kontrolle) ergab sich eine statistisch signifikante Differenz für die Varianz [ω] in Flexion (-48,173, SE= 20,586; $p < .037$, $\text{part.}\eta^2 = 0,313$,

$ES=0,84$). Keine signifikanten Differenzen zeigten sich für die Parameter ω - Flexion ($-8,646$, $SE= 4,779$; $p<.096$, $part.\eta^2= 0,214$, $ES=0,67$), ω - Extension ($-4,692$, $SE= 5,239$; $p<.388$, $part.\eta^2= 0,063$, $ES=0,22$) sowie für die Varianz $[\omega]$ - Extension ($-23,592$, $SE= 15,772$; $p<.161$, $part.\eta^2= 0,157$, $ES=0,53$).

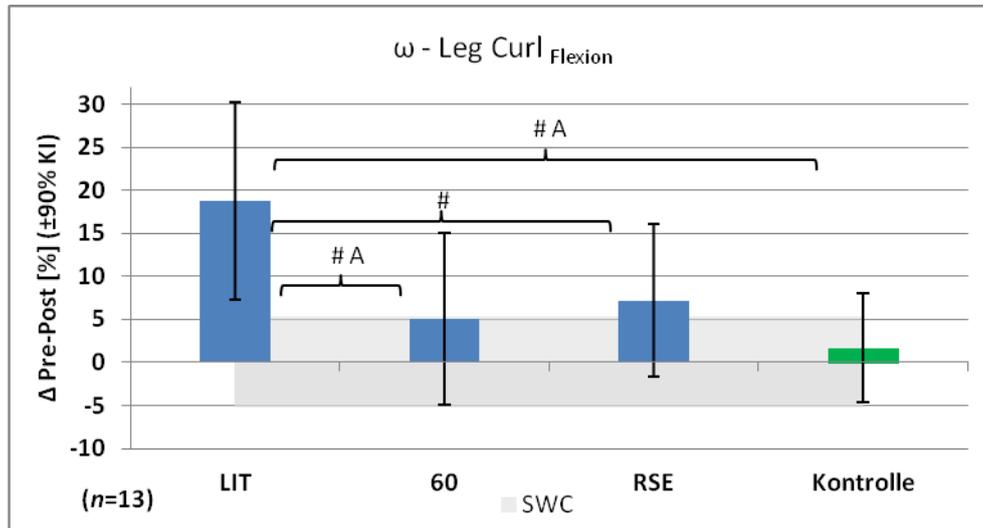


Abb. 52 Veränderung der Winkelgeschwindigkeit (ω - Leg- Curl Flexion) im Gruppenvergleich. Dargestellt sind die mittleren prozentualen Veränderungen (Δ Pre-Post), die Konfidenzintervalle $[\pm 90\% \text{ KI}]$ sowie der „smallest worthwhile change“ (SWC). A moderate Effektstärke, B große Effektstärke; # „wahrscheinliche“, ## „sehr wahrscheinliche“, ### „höchst wahrscheinliche“ Differenz (MBI).

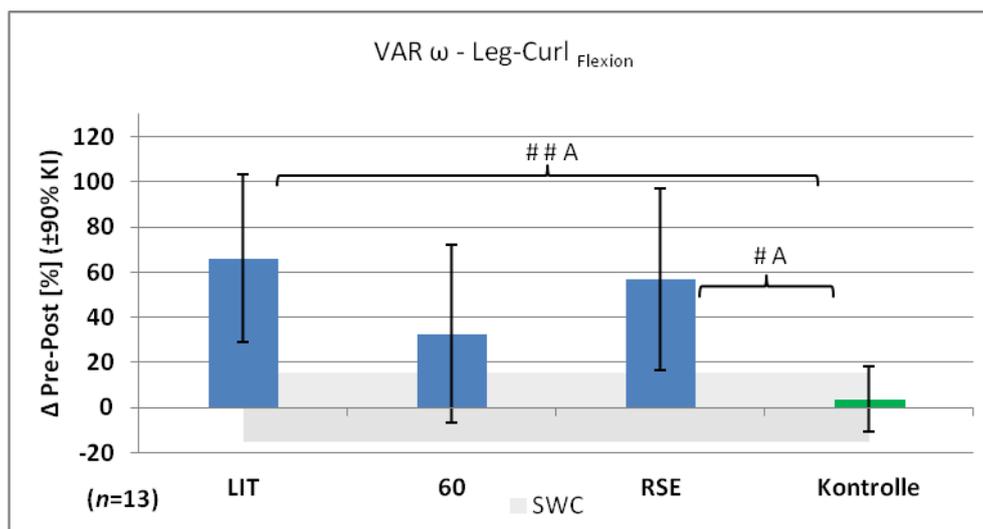


Abb. 53 Veränderung der Varianz (VAR ω - Leg- Curl Flexion) im Gruppenvergleich. Dargestellt sind die mittleren prozentualen Veränderungen (Δ Pre-Post), die Konfidenzintervalle $[\pm 90\% \text{ KI}]$ sowie der „smallest worthwhile change“ (SWC). A moderate Effektstärke, B große Effektstärke; # „wahrscheinliche“, ## „sehr wahrscheinliche“, ### „höchst wahrscheinliche“ Differenz (MBI).

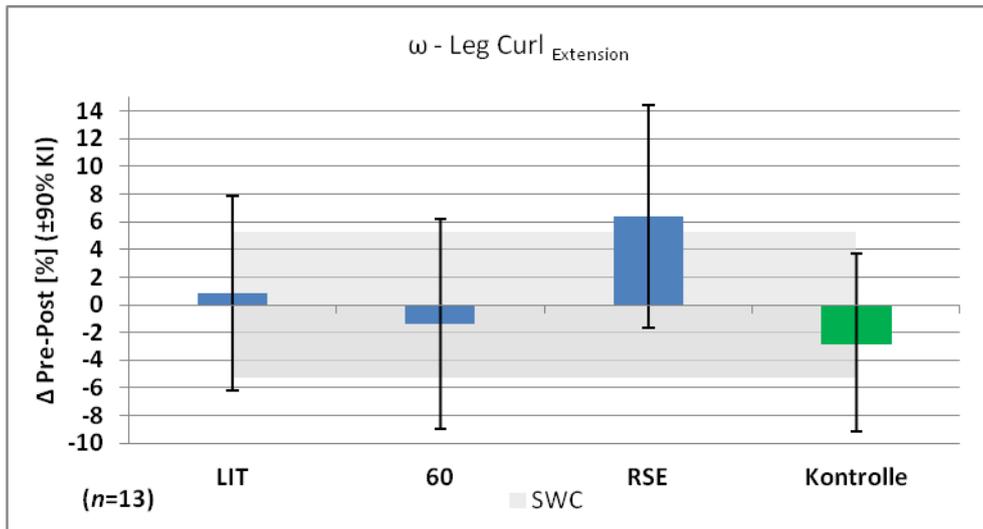


Abb. 54 Veränderung der Winkelgeschwindigkeit (ω –Leg- Curl_{Extension}) im Gruppenvergleich. Dargestellt sind die mittleren prozentualen Veränderungen (Δ Pre-Post), die Konfidenzintervalle [±90% KI] sowie der „smallest worthwhile change“ (SWC). A moderate Effektstärke, B große Effektstärke; # „wahrscheinliche“, ## „sehr wahrscheinliche“, ### „höchst wahrscheinliche“ Differenz (MBI).

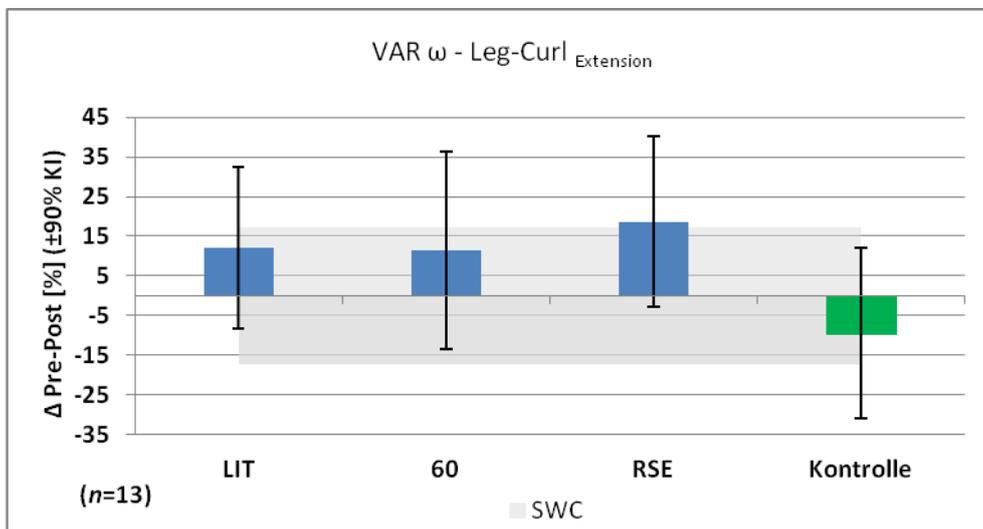


Abb. 55 Veränderung der Varianz (VAR ω –Leg- Curl_{Extension}) im Gruppenvergleich. Dargestellt sind die mittleren prozentualen Veränderungen (Δ Pre-Post), die Konfidenzintervalle [±90% KI] sowie der „smallest worthwhile change“ (SWC). A moderate Effektstärke, B große Effektstärke; # „wahrscheinliche“, ## „sehr wahrscheinliche“, ### „höchst wahrscheinliche“ Differenz (MBI).

9.7 VAS – VERTIKALE UND LATERALE LANDUNG

Im folgenden Abschnitt wird der Einfluss der Untersuchungsbedingungen auf das subjektive Stabilitätsempfinden für die einbeinige CMJ Landung (VAS- CMJ_{EB}) und die einbeinige laterale Landung (VAS- LAT_{EB}) aufgezeigt. Zum Zeitpunkt der Eingangsmessungen bestanden keine signifikanten Gruppenunterschiede.

Bezogen auf den Pre-Post Vergleich (zentrale Tendenz innerhalb der Untersuchungsbedingungen) erhöhte sich das Instabilitätsgefühl VAS- CMJ_{EB} signifikant unter der 60 Minuten Bedingung von 2,17cm ± 1,3 auf 3,8cm ± 1,8 (+0,91cm [0,5; 1,4], $Z(18) = -2,657$, $p = .006$; $ES = 0,61$) und unter RSE von 2,1cm ± 1,1 auf 2,66cm ± 1,4 (+0,56cm [0,16; 0,96], $Z(18) = -2,375$, $p = .015$; $ES = 0,54$). Keine signifikante Änderung trat in Folge der der LIT- und der Kontrollbedingung auf (Tabelle 17).

Bei der lateralen Landung erhöhte sich dagegen das subjektive Stabilitätsempfinden VAS- LAT_{EB} signifikant unter LIT von 1,86cm ± 1,3 auf 2,91cm ± 1, (+1,05cm [0,6; 1,5], $Z(20) = -2,875$, $p = .003$; $ES = 0,63$) unter der 60 Minuten Bedingung von 2,18cm ± 1,5 auf 2,94cm ± 1,7 (+0,75cm [0,2; 1,4], $Z(20) = -2,255$, $p = .023$; $ES = 0,49$) sowie unter RSE von 1,9cm ± 1,3 auf 2,73cm ± 1,8 (+0,85cm [0,3; 1,5], $Z(20) = -2,103$, $p = .034$; $ES = 0,46$). Die Kontrollbedingung bewirkte keine signifikante Änderung (Tabelle 17).

Tabelle 17 Subjektives Stabilitätsempfinden (VAS) vor und nach dem Absolvieren der Lauf- und Kontrollbedingung. Dargestellt sind die Mittelwertveränderungen innerhalb der Untersuchungsbedingung.

Variable	Gruppe	Pre	Post	Veränderung Pre - Post		
		MW ± SD (90%KI)	MW ± SD (90%KI)	Δ MW ± SD (90%KI)	P	ES
CMJ _{EB}						
VAS (n=19)	LIT	2,38 ± 1,2 (1,9; 2,8)	2,75 ± 1,4 (2,2; 3,3)	0,37 ± 1,2 (-0,1; 0,8)	.172	0,32
	60	2,17 ± 1,3 (1,7; 2,7)	3,8 ± 1,8 (2,4; 3,8)	0,91 ± 1,2 (0,5; 1,4)	.006	0,61
	RSE	2,1 ± 1,1 (1,7; 2,5)	2,66 ± 1,4 (2,1; 3,2)	0,56 ± 1,1 (0,2; 1)	.015	0,54
	Kontrolle	2,37 ± 1,3 (1,9; 2,8)	2,13 ± 1 (1,7; 2,5)	-0,24 ± 1 (-0,6; 0,1)	.471	0,17
laterale Landung _{EB}						
VAS (n=21)	LIT	1,86 ± 1,3 (1,4; 2,3)	2,91 ± 1,6 (2,3; 3,5)	1,05 ± 1,4 (0,6; 1,5)	.003	0,63
	60	2,18 ± 1,5 (1,6; 2,7)	2,94 ± 1,7 (2,3; 3,6)	0,75 ± 1,7 (0,2; 1,4)	.023	0,49
	RSE	1,9 ± 1,3 (1,4; 2,4)	2,73 ± 1,8 (2,1; 3,4)	0,85 ± 1,7 (0,3; 1,5)	.031	0,46
	Kontrolle	1,99 ± 1,5 (1,5; 2,5)	2 ± 1,4 (1,5; 2,5)	0,04 ± 1,2 (-0,4; 0,5)	.681	0,09

MW, Mittelwert; SD, Standardabweichung; KI, Konfidenzintervall; ES, Effektstärke

Gruppenvergleich

Hinsichtlich der vergleichenden Entwicklung des subjektiven Stabilitätsempfindens (zentrale Tendenzen zwischen den Untersuchungsbedingungen) zeigte sich eine signifikante Änderung innerhalb der vertikalen Landung ($X^2(3) = 8,059, p = .047, ES = 0,65$) allerdings nicht innerhalb der lateralen Landung ($X^2(3) = 6,99, p = ,071, ES = 0,58$).

So ergab die Post- hoc Analyse (vertikale Landung) eine signifikante Differenz zwischen der 60 Minuten- und der Kontrollbedingung ($Z(18)=2,702, p=0,41, ES= 0,62$), die „höchst wahrscheinlich“ (99/1/0) praktisch relevant ist.

Ebenso zeigten sich „wahrscheinlich“ praktisch relevante Differenzen zwischen der LIT- und der Kontrollbedingung (86/13/1, $ES = 0,3$), zwischen der LIT- und 60 Minuten Bedingung (2/19/79, $ES=0,3$) sowie eine „sehr wahrscheinliche“ (96/4/0, $ES=0,46$) Differenz zwischen der RSE - und der Kontrollbedingung (Tabelle 18, Abb. 56).

Bezogen auf die laterale Landung verstärkte sich unter LIT das Instabilitätsempfinden „sehr wahrscheinlich“ (97/3/0, $ES = 0,79$) praktisch relevant im Vergleich zur Kontrollbedingung. Ebenso ergaben sich „wahrscheinlich“ praktisch relevante Differenzen zwischen der 60 Minuten- und Kontrollbedingung (84/15/1, $ES = 0,49$) sowie zwischen der RSE- und Kontrollbedingung (89/10/1, $ES = 0,55$) (Tabelle 18, Abb. 57).

Tabelle 18 Entwicklung des subjektiven Stabilitätsempfindens (VAS). Ergebnisse der paarweisen Gruppenvergleiche (Dunn-Bonferroni korrigierte Post- hoc Berechnung) sowie qualitative und quantitative Effekte (MBI).

Belastungsinduzierte Differenzen- subjektives Stabilitätsempfinden							
		VAS-CMJ _{EB} CV=0,39 cm		VAS-LAT _{EB} CV=0,46 cm			
Vergleich		Δ MW (95%KI)	P	ES	MBI		
					qualitative Bedeutsamkeit	Wahrscheinlichkeiten [%]	
VAS-CMJ _{EB}							
(n=19)	LIT / Kontrolle	0,62 (-0,6; 1,8)	1.000	0,3	wahrscheinlich	(86/13/1)	
	LIT / 60	-0,53 (-1,7; 0,6)	1.000	0,32	wahrscheinlich	(2/19/79)	
	LIT / RSE	-0,19 (-1,1; 0,7)	1.000	0,16		(11/45/44)	
	60 / Kontrolle	1,15 (0,3; 2,1)	.041	0,62	höchst wahrscheinlich	(99/1/0)	
	RSE / Kontrolle	0,80 (-0,3; 1,9)	.266	0,46	sehr wahrscheinlich	(96/4/0)	
	60 / RSE	0,35 (-0,5; 1,2)	1.000	0,16		(62/33/5)	
VAS-LAT _{EB}							
(n=21)	LIT / Kontrolle	1 (-0,1; 2,1)		0,79	sehr wahrscheinlich	(97/3/0)	
	LIT / 60	0,29 (-1,3; 1,9)		0,19		(52/39/9)	
	LIT / RSE	0,2 (-1,2; 1,6)		0,13		(43/43/14)	
	60 / Kontrolle	0,71 (-0,6; 2)		0,49	wahrscheinlich	(84/15/1)	
	RSE / Kontrolle	0,81 (-0,5; 2,1)		0,55	wahrscheinlich	(89/10/1)	
	60 / RSE	-0,1 (-1,6; 1,4)		0,06		(22/42/36)	

CV, Coefficient of Variation; Δ MW %, prozentuale Mittelwertdifferenzen; KI, Konfidenzintervall; ES, Effektstärke, MBI, Magnitude-Based Inference.

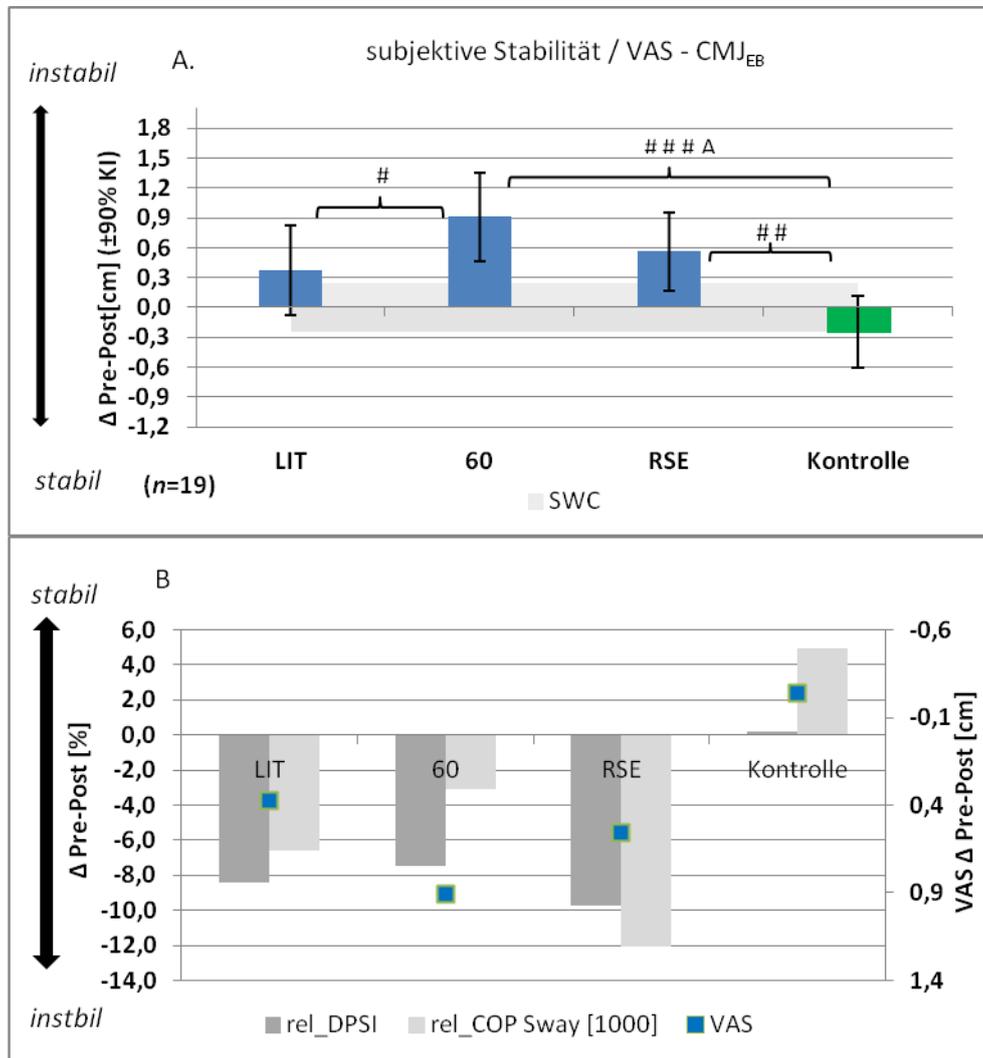


Abb. 56 A. Veränderung des subjektiven Stabilitätsempfinden nach vertikaler Landung (VAS-CMJ_{EB}) im Gruppenvergleich. Dargestellt sind die Mittelwerte der Veränderungen (Δ Pre-Post), die Konfidenzintervalle [$\pm 90\%$ KI] sowie der „smallest worthwhile change“ (SWC). A moderate Effektstärke, B große Effektstärke; #, „wahrscheinliche“, ## „sehr wahrscheinliche“, ### „höchst wahrscheinliche“ Differenz (MBI).
B. Subjektive und biomechanische Parameter im Gruppenvergleich. Dargestellt sind die Mittelwerte der Veränderungen (Δ Pre-Post) für die vertikale Landung.

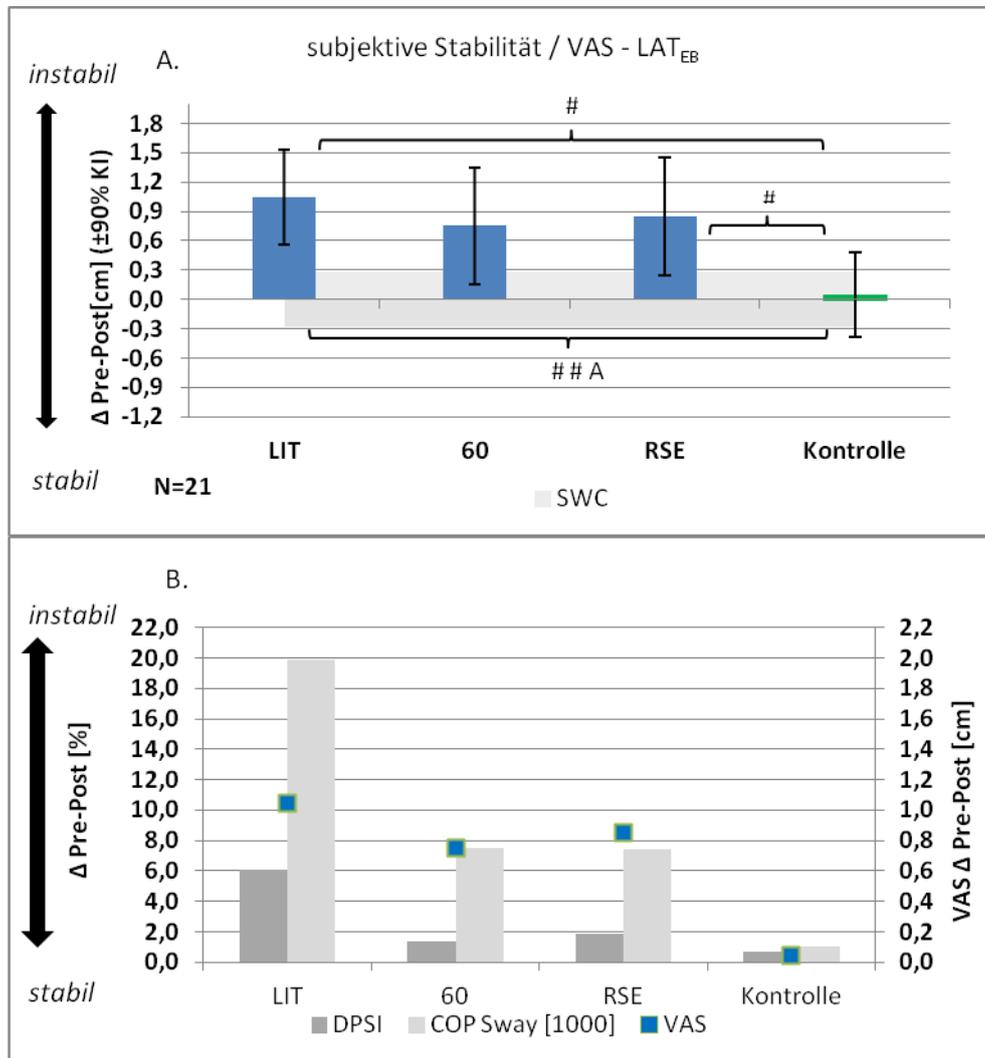


Abb. 57 A. Veränderung des subjektiven Stabilitätsempfindens nach der lateralen Landung (VAS-LAT_{EB}) im Gruppenvergleich. Dargestellt sind die mittleren Veränderungen (Δ Pre-Post), die Konfidenzintervalle [±90% KI] sowie der „smallest worthwhile change“ (SWC). A moderate Effektstärke, B große Effektstärke; # „wahrscheinliche“, ## „sehr wahrscheinliche“, ### „höchst wahrscheinliche“ Differenz (MBI).
B. Subjektive und biomechanische Parameter im Gruppenvergleich. Dargestellt sind die Mittelwerte der Veränderungen (Δ Pre-Post) für die laterale Landung.

9.8 SPRUNGGELENKSBEGWEGLICHKEIT

Der im 'Weight- Bearing Lunge Test` ermittelte maximale Abstand zwischen Wand und Fußspitze (ROM – Dorsalflexion des Fußes) korrelierte nicht signifikant mit den biomechanischen Landeparametern, der vertikalen Sprunghöhe, der horizontalen Sprungweite sowie der einbeinigen Reichweite (Tabelle 19).

Tabelle 19 Korrelationen für die ROM - Dorsalflexion des Fußes.

Test	Variable	<i>r</i>	<i>P</i>
CMJ _{EB}	rel_COP _{Sway} [100ms]	.406	.068
	rel_COP _{Sway} [1000ms]	-.076	.744
	rel_DPSI	-.257	.260
	Sprunghöhe	-.234	.308
laterale Landung _{EB}	COP _{Sway} [100ms]	-.295	.195
	COP _{Sway} [1000ms]	-.009	.967
	DPSI	.092	.692
RW _{EB}	Sprungweite	-.038	.871
	Sprungpräzision	.209	.363
Y Balance Test	Composite Score	.001	.996

*p< .05; **p<.001; COP= Center of Pressure; DPSI= dynamic postural stability index
rel_COP_{Sway} [100/1000ms]= Sprunghöhe / Spurlänge COP (Zeitintervall 100/1000ms)
rel_DPSI= Sprunghöhe / DPSI

10 DISKUSSION

Im folgenden Abschnitt werden die Ergebnisse vor dem Hintergrund der Forschungshypothesen analysiert, zugrundeliegende Ursachen diskutiert und in die aktuelle Literaturlage eingebunden. Da die Testverfahren zur Abschätzung der posturalen Landekontrolle sowie der dynamischen Balance thematisch verbunden sind und zentraler Bestandteil der Forschungsarbeit sind erfolgt hierzu eine übergeordnete Diskussion.

10.1 AUSWIRKUNG AUF DIE SPRUNGKRAFT

Im folgenden Abschnitt werden die Ergebnisse bezüglich der Auswirkungen auf die vertikale und horizontale Sprungkraft diskutiert.

Vertikale Sprunghöhe- CMJ_{BB} / CMJ_{EB}

Unter allen Untersuchungsbedingungen entstand eine geringe bis moderate signifikante Abnahme der beidbeinigen- und einbeinigen vertikalen Sprunghöhe zwischen -3,7/-1,9% (Kontrolle)²⁶ bis -7,7/-10,2% (RSE) (Tabelle 5).

Die stärkste Abnahme erfolgte unter RSE. Damit werden die Ergebnisse weiterer Studien bestätigt, in denen bei schnellkräftigen Ausdauerläufern und Sportsportlern eine Reduktion der Sprungleistung um 6-10% (Gorostiaga et al., 2010; Wiewelhove et al., 2016) und bei Sprintern eine Reduktion der Sprungleistung um 14% nachgewiesen wurde (Paavolainen et al., 1994). Allerdings ist zu berücksichtigen, dass zum Teil ausdauerstarke Sportler in den beschriebenen Studien keine Veränderungen der Sprungleistung zeigten (Gorostiaga et al., 2010; Paavolainen et al., 1994).

Auch niedrigintensives Laufen bewirkte eine signifikante Abnahme der Sprungleistung um 6,2% (CMJ_{BB}) bzw. 5,7 % (CMJ_{EB}) (Tabelle 5). Auch wenn keine direkten Vergleichsdaten zu den Auswirkungen auf die Sprungkraft existieren, belegen Untersuchungen bei Ausdauersportlern nach langer Belastungsdauer (> 90-240 Min) eine Abnahme der MVC (Beinmuskulatur) zwischen 10-25% sowie der VA (Boccia et al., 2018; Millet et al., 2003; Millet & Lepers, 2004; Place et al., 2004; Saugy et al., 2013).

Im Vergleich zu RSE und niedrigintensivem Laufen bewirkte LIT die geringste Abnahme der beidbeinigen (-4,7%) und einbeinigen (-3,3 %) Sprungkraft. Auch diese Ergebnisse stimmen mit weiteren Studien überein, die nicht signifikante Veränderungen bei Ausdauer- und

²⁶ Unter der Kontrollbedingung reduzierte sich im Pre-Post Vergleich beim CMJ_{BB} die Sprunghöhe signifikant um -3,7%. Da der CMJ_{BB} nach der Ruhephase als erste Testübung durchgeführt wurde und sich im anschließenden CMJ_{EB} und RW_{EB} die Sprungleistung lediglich um 1,9% bzw. 0,8% nicht signifikant reduzierte, ist davon auszugehen, dass trotz der wiederholten Durchführung des 'warm ups' die Leistungsbereitschaft der Probanden zunächst reduziert war.

Spielsportlern von -3,5% bis -2% nachweisen (Buchheit et al., 2012; Vuorimaa et al., 2000; Wiewelhove et al., 2016). Ebenso ist das Ausmaß vergleichbar mit Untersuchungen der Sprungkraft nach sportspezifischem Laufen wie Football (-2% bis -6,5%) (Clarke et al., 2015; Cormack et al., 2008) und Fußball (-5%) (Robineau et al., 2012; Sanna & O'Connor, 2008).

Horizontale Sprungweite – RW_{EB}

Die horizontale Sprungweite reduzierte sich unter allen Laufbedingungen, jedoch nicht unter der Kontrollbedingung signifikant um -2,5% bis -3,7% (Tabelle 5).

Obwohl für die angewendeten Ermüdungsprotokolle und Sprungtypen keine präzisen Vergleichsdaten vorliegen, zeigen sich nach intensivem Laufen mit Richtungswechseln (Yo-Yo IRI Test) ähnliche Veränderungen (-3%) im 'One Leg Hop' bei Fußballspielern (Ros et al., 2013). Geringere und nicht signifikante Veränderungen im 'One Leg Hop' und 'Tripple Hop' zeigten sich hingegen nach einem 45 minütigen Fußballspiel (-1,5%/-2%) (Yamada et al., 2012). In einigen Untersuchungen führte eine lokale Kraftbeanspruchung der Oberschenkelmuskulatur zu wesentlich stärkeren Leistungseinbußen (-15% bis -17%) (Augustsson et al., 2004; Koumantakis et al., 2019; White et al., 2018). Im Vergleich zu den in der Literatur und in der vorliegenden Untersuchung ermittelten geringen Einbußen der Sprungweite zeigt sich hiermit eine deutliche Differenz zwischen lokalen, kraftinduzierten und laufspezifischen Ermüdungsprovokationen. Die starken Differenzen belegen damit den limitierten Ergebnistransfer von lokalen, kraftinduzierten Beanspruchungen in die Praxis von Sportsportarten.

Leistungsentwicklung im Gruppenvergleich

Es ist zu konstatieren, dass die vertikale Sprungleistung am stärksten unter RSE beeinflusst wurde. So ergab sich im Vergleich zur Kontrollbedingung ein „wahrscheinlicher“ (CMJ_{BB}) sowie ein „sehr wahrscheinlicher“, signifikanter Unterschied (CMJ_{EB}) in der Leistungsentwicklung. Hingegen zeigte sich sowohl unter LIT und niedrigintensivem Laufen keine signifikante Differenz zur Kontrollbedingung (Tabelle 6; Abb. 41; Abb. 42). Damit bestätigt sich Hypothese 1a für RSE, nicht jedoch für LIT und niedrigintensives Laufen.

Da zwischen intensivem und niedrigintensivem Laufen keine Leistungsdifferenzen nachgewiesen wurden, bestätigte sich Hypothese 1b nicht.

Bezogen auf die horizontale Sprungweite ergab sich mit ($p=.052$) zwar kein signifikanter Haupteffekt, jedoch lassen sich „wahrscheinliche“ (LIT + RSE) sowie „sehr wahrscheinliche“ (60) praktisch bedeutsame Differenzen im Vergleich zur Kontrollbedingung aufzeigen (Tabelle 6; Abb. 43).

Da die horizontale Sprungweite unter allen Laufprotokollen praktisch bedeutsam abnahm, jedoch keine Gruppenunterschiede zwischen intensivem und niedrigintensivem Laufen bestanden, bestätigt sich Hypothese 2a, jedoch nicht Hypothese 2b.

Das Ergebnis der Kontrastanalyse (Laufen vs. Ruhebedingung) unterstreicht den moderaten Einfluss auf die horizontale Sprungweite (Hypothese 2c) allerdings nicht auf die vertikale Sprunghöhe (Hypothese 1c). Insgesamt bewirkte LIT die geringste Abnahme der Sprungleistung.

Als wichtiger Erklärungsansatz für die Stagnation oder Verbesserungen explosiver Sprung- und Sprintleistungen unter körperlicher Ermüdung wird die Postaktivierungspotenzierung 'post activation potentiation' (PAP)²⁷ in den ersten Minuten nach Belastungsabbruch angenommen (García-Pinillos et al., 2015; García-Pinillos et al., 2017; Latorre-Román et al., 2014). Demnach ist von einer Koexistenz leistungsmindernder (zentrale und periphere Ermüdung) und leistungssteigernder Einflüsse (PAP) auszugehen (Hodgson, Docherty & Robbins, 2005).

Da ausdauertrainierte Sportler eine ausgeprägte Ermüdungstoleranz haben, zeigt sich der leistungssteigernde Effekt durch PAP in dieser Population besonders stark (García-Pinillos et al., 2017; Gorostiaga et al., 2010; Paavolainen et al., 1994; Vuorimaa et al., 2000). So wurde nachgewiesen, dass sich die Sprungkraft erst verringert, wenn sehr hohe Laktatkonzentrationen (>10-12 mmol/L) sowie ein abrupter Anstieg der Ammoniakkonzentration auftritt (Boullosa, Tuimil, Alegre, Iglesias & Lusquiños, 2011; Gorostiaga et al., 2010; Vuorimaa et al., 2000). Schnellkräftige Athleten erfahren hingegen eine stärkere Leistungsminderung (Sprung/Sprint) und Abnahme der VA als ausdauerstarke Athleten (auch innerhalb einer Population von Ausdauersportlern) (Bishop & Spencer, 2004; Boullosa et al., 2011; Buchheit et al., 2012; Buchheit & Laursen, 2013b; Gorostiaga et al., 2010; Paavolainen et al., 1994).

Das hier eingesetzte 4x4 Programm (LIT) verursachte eine hohe kardiovaskuläre Beanspruchung (90-95% HF_{max}) über einen begrenzten Zeitraum (35/16 Min; RPE: 16,9 ± 1,2). Daneben belegen Studien, dass LIT bei vergleichbaren Probanden eine hohe metabolischen Beanspruchung (Laktatkonzentration: ca. 5-8 mmol/L) bewirkt (Buchheit & Laursen, 2019a, S. 18f., 35; Wiewelhove et al., 2016). Die neuromuskuläre Beanspruchung ist aufgrund der submaximalen Laufgeschwindigkeit (13,2 ± 1,9 km/h) bei linearer

²⁷ Im Sinne der Postaktivierungspotenzierung (PAP) führen vorhergehende intensive Muskelkontraktionen einerseits zu einer optimierten synaptischen Übertragung (Ia Afferenz / α Motoneuronen) durch Transmittersubstanzen, welche die Erregbarkeit des Motoneuronenpools steigern (Lesinski, Mühlbauer, Büsch & Granacher, 2013). Hierdurch erhöht sich mittels PAP die Effizienz und Impulsrate des H- Reflexes (Hodgson, Docherty & Robbins, 2005). Andererseits tritt eine gesteigerte Phosphorylierung der regulatorischen leichten Kette des Myosinmoleküls auf, was die Aktin- Myosin Sensibilität gegenüber Ca^{2+} erhöht und die Kontraktionskraft steigert (Hodgson, Docherty & Robbins, 2005).

Ausrichtung als ´moderat` einzustufen (Buchheit & Laursen, 2019a, S. 47-50.; Laursen & Jenkins, 2002). In einigen Studien wurde unter vergleichbaren Bedingungen nachgewiesen, dass der PAP Mechanismus zu verhältnismäßig geringen Leistungseinbußen oder sogar zu Verbesserungen der Sprint- und Sprungleistung führte (Buchheit et al., 2012; Gorostiaga et al., 2010; Hodgson et al., 2005; Latorre-Román et al., 2014).

Demgegenüber ist die neuromuskuläre und metabolische Beanspruchung unter RSE (inkl. Richtungswechsel; Sprintzeit >4 Sek; Pausenzeit <20 Sek) im Vergleich zu LIT und niedrigintensivem Laufen deutlich höher einzustufen (Laktatkonzentration >12mmol/L) (Baldi et al., 2016; Buchheit & Laursen, 2013b). Demnach ist davon auszugehen, dass leistungsmindernde periphere- und zentralnervöse Prozesse den leistungssteigernden PAP Effekt übertreffen (Gorostiaga et al., 2010; Hodgson et al., 2005; Paavolainen et al., 1994).

Dafür sprechen auch die Ergebnisse von Perrey et al. (2010) und Goodall et al. (2015), die unter RSE eine signifikante Abnahme der MVC von -11% bis -12% (Leg-Extension/Plantarflexion) nachwiesen. Bezogen auf langes niedrigintensives Laufen (60 Min; $7 \pm 0,8$ km/h; RPE $11,3 \pm 0,48$) ist anzunehmen, dass PAP Effekte eine untergeordnete Rolle spielen, da der Mechanismus an vorgeschaltete hochintensive Kontraktionen gekoppelt ist (Hodgson et al., 2005). Wie aus Kap. 5.3 hervorgeht scheinen Veränderungen der kontraktile Kapazität nur im geringen Maß ursächlich für die Reduktion der Schnellkraft zu sein (Millet & Lepers, 2004; Place et al., 2004). Demgegenüber deutet die Untersuchung von Place et al. (2004) darauf hin, dass moderates Laufen zu einer tendenziellen Abnahme der zentralen Aktivierung und/oder der Erregbarkeit der α Motoneuron sowie der MVC (Leg-Extension) führen kann. Allerdings zeigen sich signifikante Effekte erst nach mehreren Stunden moderaten Laufens. Im Gegensatz zum CMJ_{BB} steht beim CMJ_{EB} eine verhältnismäßig kleine Unterstützungsfläche zur Verfügung, was die posturale Kontrolle erschwert. Vor diesem Hintergrund ist folgender Aspekt zu berücksichtigen: Der bewegungskoordinative Wechsel von einem stereotypen²⁸, zyklischen Dauerlaufmuster hinzu einer explosiven azyklischen Sprungbewegung unter erschwerten posturalen Bedingungen könnte den motorischen Schwierigkeitsgrad des CMJ_{EB} erhöht haben. Durch das stereotype Bewegungsmuster ist die intra- und intermuskulären Koordination laufspezifisch ausgerichtet und könnte die motorische Kontrolle zur funktionellen Stiffness- und Gelenkstabilisation im Absprung negativ beeinflusst haben²⁹ (Beyer, 2014; Beyer & Niemier, 2018; Coh et al.,

²⁸ Nach Beyer et al. (2014) werden im sportwissenschaftlichen Kontext ´Motorische Stereotype` als gleichförmige kinematische Bewegungs- und neuromuskuläre Aktivierungsprogramme bezeichnet in denen durch bzw. in funktionell verketteten Muskelgruppen gleichsinnige Reflexmuster ablaufen. ´Motorische Stereotype` werden überwiegend automatisiert auf subkortikaler Ebene kontrolliert (Beyer, 2014; Coh, Babic & Maćkała, 2010). Synonym wird der englische Begriff ´motor pattern` (Bewegungsmuster) verwendet (Beyer, 2014).

²⁹ Aus dem Triathlon ist bekannt, dass sich ´Motorische Stereotype` wie Radfahren kurz und langfristig negativ auf die Bewegungstechnik- und Laufleistung auswirken (Neumann, Hottenrott & Pfützner, 2010, S. 88-91, 153).

2010). Des Weiteren wurde nachgewiesen, dass sich die muskuläre Längenwahrnehmung der Beinmuskulatur in Folge stereotyper und ermüdender Bewegungsmuster (langanhaltendes konzentrisches und exzentrisches Treppensteigen) verändert (Givoni, Pham, Allen & Proske, 2007).

Auch der mentale Aktivitätszustand könnte durch das stereotype, niedrigintensive Laufen beeinflusst worden sein. So deuten die Ergebnisse von Huffman et al. (2004) darauf hin, dass 75 minütiges moderates Laufen das serotonerge System beeinflusst (vgl. Kap. 4.2.2) indem das freie Tryptophan/BCAA Verhältnis verändert wird (Mello et al., 2010; Millet & Lepers, 2004; Newsholme & Blomstrand, 2006).

Da es Hinweise gibt, dass eine erhöhte Beweglichkeit des Sprunggelenks das Landeverhalten positiv beeinflusst (Hoch et al., 2015; Maeda et al., 2016) wurde erwartet, dass korrelative Zusammenhänge zwischen der passiven Beweglichkeit des oberen Sprunggelenks (ROM- Dorsalflexion) und der Sprungkraft bei vertikalen Sprüngen und explosiven Richtungswechseln besteht (Hypothese 9.). Da jedoch für die Untersuchungsstichprobe keine Zusammenhänge nachgewiesen wurden (Tabelle 19) scheint eine stark ausgeprägte Beweglichkeit bei gesunden Probanden keine leistungspositive Effekte innerhalb der hier untersuchten Sprungaufgaben zu bewirken.

Synopsis

Bekannt ist, dass die Maximal- und Schnellkraft dimensionsanalytisch verbunden sind (Güllich & Schmidtbleicher, 1999). Intensive Ganzkörperbelastungen wie RSE (Goodall et al., 2015; Perrey et al., 2010), intensives Laufen (Dittrich et al., 2013; Tomažin, Morin, Strojnik, Podpečan & Millet, 2012), Radfahren (Billaut & Basset, 2007; Girard, Bishop & Racinais, 2013; Racinais, Bishop et al., 2007), intervallartiges Laufen mit Richtungswechseln (Behan et al., 2018; Clarke et al., 2015; Magalhães et al., 2010; Robineau et al., 2012) sowie langes Laufen (> 120 Min) (Place et al., 2004) reduzieren die Maximalkraft der Beinmuskulatur um etwa -10 bis -15%. Wie die vorliegenden Ergebnisse (Tabelle 6) belegen wurde auch die vertikale und horizontale Sprungleistung sportlich aktiver Personen durch intensives und niedrigintensives Laufen moderat reduziert, wobei die stärksten Veränderungen unter RSE auftraten.

Motorisch ist somit eine schnelle und adäquate Antwort auf eine sich ändernde funktionelle Bedingung erforderlich (funktionelle Reagibilität) (Beyer & Niemi, 2018).

Vor dem Hintergrund der spezifischen Aktivierungs- und Reflexmuster, der Kraftimpulse, der Kontraktionsformen sowie der muskulären Kraft-Längen-Relation soll daher durch spezielles Kopplungstraining die Kompensation und Adaptation verbessert werden (Mulder, 2007, S. 30–35; Neumann, Hottenrott & Pfützner, 2010, S. 88-91,153).

Im Vergleich zum CMJ_{BB} sind die Auswirkungen beim CMJ_{EB} und beim RW_{EB} größer, was möglicherweise im Zusammenhang mit einem erhöhten posturalen Kompensationsaufwand (u.a. geringe Unterstützungsfläche) steht.

Berücksichtigt man, dass die horizontale Sprungweite im Gegensatz zur vertikalen Sprunghöhe stärker mit der Leistung in Richtungswechselsprints und linearen Sprints korreliert, wird deutlich, dass intensives und niedrigintensives Laufen die sportliche Leistung von Spielsportlern direkt beeinflusst (Brughelli et al., 2008; Maulder & Cronin, 2005; Ramírez-Campillo et al., 2015).

10.2 AUSWIRKUNG AUF DIE SPRUNGPRÄZISION

Obwohl sich im Pre-Post Vergleich unter keiner Untersuchungsbedingung eine signifikante Änderung ergab, zeigte sich eine praktisch bedeutsame gegenläufige Leistungsentwicklung für die Gruppenvergleiche RSE vs. Kontrolle und RSE vs. LIT (Tabelle 11, Abb. 50). Während sich unter RSE die Sprungpräzision geringfügig verminderte ($ES:0,23$), erhöhte sie sich hingegen unter der LIT- und Kontrollbedingung ($ES:0,23/0,23$) (Tabelle 11).

Die Ergebnisse stehen damit im Widerspruch zur Datenlage objektbezogener, räumlicher Präzisionsleistungen, die mehrheitlich durch globale, sportartspezifische Ermüdung und intensives Laufen reduziert wurden (vgl. Kap. 6.3).

Allerdings ist fraglich, in wie weit die Ergebnisse objektbezogener Präzisionsaufgaben mit einer lokomotorischen Präzisionsaufgabe vergleichbar sind. So hängt die motorische Kontrolle beim Werfen und Passen überwiegend von 'Open Loop' Prozessen ab. Demgegenüber basiert die motorische Kontrolle in der Bodenkontaktphase (Bewegungsumkehr; Fußabdruck) des hier untersuchten Richtungswechselsprungs aufgrund verhältnismäßig langer Bodenkontaktphasen ($>400ms$) auf 'Open- und Closed Loop' Prozessen (Schmidt & Lee, 2011; Wong, Chaouachi, Dellal & Smith, 2012). Des Weiteren ist die feinkoordinative motorische Kontrolle der unteren Extremitäten weniger ausgeprägt als die der oberen Extremitäten (Lehmann-Horn, 2017, S. 152f.).

Die gegenläufige Leistungstendenz RSE vs. LIT und RSE vs. Kontrolle bestätigt Hypothese 3a für RSE nicht jedoch für LIT und niedrigintensives Laufen.

Da keine Differenzen zwischen den intensiven und der niedrigintensiven Laufbedingungen sowie zwischen den Laufbedingungen (LIT/RSE/60) und der Ruhebedingung bestanden, werden Hypothese 3b und 3c abgelehnt.

Eine Ursache für die gegenläufige Leistungstendenz könnte die ausgeprägte Reduktion der Kraft in Folge von RSE darstellen. So legen die Analyse der Sprungkraft (Tabelle 6) und die Ergebnisse des 'Y Balance Test' (Tabelle 14) sowie die Befunde aus der Literatur nahe,

dass RSE mit einem Kraftverlust der Beinstreckerkette verbunden ist (Gorostiaga et al., 2010; Paavolainen et al., 1994; Wiewelhove et al., 2016). Daneben zeigen Untersuchungen, dass insbesondere exzentrische Muskelkontraktionen die submaximale Kontrolle der Kraft vermindern und die subjektive Kraftproduktion überschätzt wird (Brockett et al., 1997; Missenard et al., 2009; Proske & Gandevia, 2012).

Ist die Kraftproduktion, wie unter RSE vermindert, muss die Bewegungstechnik angepasst werden, um einer Funktionsstörung entgegenzuwirken und den zielmotorischen Output (Präzisionsaufgabe) konstant zu halten (Davids et al., 2003; Enoka & Duchateau, 2008; Mulder, 2007, S. 172f.; Taube et al., 2012; van Ryssegem, 2014). Damit erhöht sich der Schwierigkeitsgrad und der Kompensationsaufwand (Mulder, 2007, S. 172–179).

Wie in Kap. 6.5.2.1 beschrieben, betreffen kompensatorische Mechanismen der Fehlerkorrektur die neuromuskuläre Aktivierung und Reflexmuster sowie die vermehrte Beteiligung synergistischer Muskelgruppen. Bei starken Funktionsstörungen werden zwangsläufig visuelle und bewusstseinspflichtige kognitive Instanzen zur Steuerung bzw. zur Aufrechterhaltung der posturalen Kontrolle eingebunden, um weiterhin das Bewegungsziel zu erreichen (Mulder, 2007, S. 172–179).

Da innerhalb des Präzisionssprungs nicht das neuromuskuläre und biomechanische Bewegungsverhalten analysiert wurden, bleibt an dieser Stelle jedoch unklar, ob bewegungstechnische Änderungen mit der tendenziellen Verringerung der räumlichen Sprungpräzision nach RSE verbunden waren.

Sprunggelenksbeweglichkeit

Obwohl es Hinweise gibt, dass eine reduzierte Beweglichkeit des Sprunggelenks die Landekontrolle beeinflusst (Hoch & Mc Keon, 2011; Maeda et al., 2016) wurde kein korrelativer Zusammenhang zwischen der passiven Beweglichkeit des Sprunggelenks (ROM- Dorsalflexion) und der Sprungpräzision nachgewiesen (Tabelle 19). Damit ist Hypothese 9 abzulehnen.

10.3 AUSWIRKUNGEN AUF DIE BEWEGUNGSVARIABILITÄT BEI LEG CURL BEWEGUNGEN

Innerhalb der Leg- Curl Bewegungen traten moderate Veränderungen der Winkelgeschwindigkeit (ω) und Varianz [ω] ausschließlich in Folge intensiven Laufens (LIT/RSE) in Richtung Flexion, nicht jedoch in Extension auf (Tabelle 15).

Die Gruppenvergleiche (Tabelle 16, Abb. 53) zeigen, dass intensives Laufen im Vergleich zur Kontrollbedingung die Bewegungsvariabilität (Varianz [ω]) bei Leg- Curls beeinflusst, sich jedoch praktisch nicht bedeutsam von niedrigintensivem Laufen unterscheidet. In Folge von niedrigintensivem Laufen ergeben sich jedoch im Vergleich zur Kontrollbedingung keine praktisch bedeutsamen Gruppenunterschiede.

Daneben zeigte sich im Gruppenvergleich ein praktisch relevanter Anstieg der ω - Flexion ausschließlich unter der LIT Bedingung (Abb. 52).

Damit bestätigt sich Hypothese 4a für RSE und LIT, nicht jedoch für niedrigintensives Laufen. Da keine Differenzen zwischen intensivem und niedrigintensivem Laufen auftraten, bestätigt sich Hypothese 4b nicht.

Da allgemein betrachtet Laufen (LIT/RSE/60) im Vergleich zur Kontrollbedingung signifikante Veränderungen der Varianz [ω] (Flexion) hervorruft, bestätigt sich Hypothese 4c für diesen Parameter.

Die Bewegungsanalyse am Kniegelenk erfolgte ohne Geschwindigkeitsvorgabe unter Einhaltung einer möglichst konstanten Geschwindigkeit. Demnach wurde die motorische Kontrolle von der stellungs-, bewegungs- und kraftsensorischen Funktion bestimmt (Proske & Gandevia, 2012).

In Kap. 6.2 wurde beschrieben, dass die Fähigkeit zur aktiven Winkelreproduktion durch lokale und globale Ermüdungsprovokation beeinflusst wird, wohingegen uneinheitliche Ergebnisse zum Einfluss auf die submaximale Kontrolle der Kraft existieren.

Intensives Laufen ist mit einer hohen mechanischen Beanspruchungen und metabolischen Azidose verbunden, was die sensorische Funktion von Muskel- und Gelenkrezeptoren beeinträchtigen kann (vgl. Kap. 4.2.4).

Die Fähigkeit möglichst gleichmäßig, submaximale Kraftmomente zu kontrollieren hängt neben zentral vermittelten motorischen Anteilen maßgeblich von sensorischen Afferenzen der GTO und zu einem geringeren Teil von Spindelafferenzen und Typ I+II Mechanorezeptoren ab (Allison et al., 2016; Bezulska et al., 2018; Proske & Allen, 2019; Singh et al., 2010).

Nach Missenard et al. (2009) und Biro et al. (2007) beeinflussen u.a. drei Aspekte die feinmotorische Kontraktionskraft:

- Mit dem Ziel eine verminderte kontraktile Kapazität auszugleichen, erhöht sich die neuromuskuläre Aktivität, wodurch größere motorische Einheiten mit einer geringen Frequenzierungsrate aktiviert werden. Hierdurch wird die Synchronisation und/oder die Kohärenz der motorischen Einheiten verändert.
- Unter Ermüdung steigt der afferente Zustrom an und verstärkt und/oder vermindert variabel absteigende kortikale Signale. Dadurch variiert die Entladungsrate der α Motoneurone unabhängig vom zentralen Aktivierungsausmaß.
- Unter Ermüdung steigt die Wahrscheinlichkeit und Stärke von Dehnungsreflexen an.

Da intensives Laufen (LIT/RSE) die Bewegungskontrolle ausschließlich in Flexion veränderte, ist zu vermuten, dass Dehnungsreflexe, die verstärkt unter exzentrischen Muskelkontraktion (Flexion) auftreten, die Varianz [ω] beeinflusst haben könnten (Marées & Heck, 2003, S. 69, 190, 203).

Untersuchungen zeigen, dass intensives Laufen und Sprinten über kurze Distanzen (<30m inkl. Richtungswechsel) zu einer stärkeren neuromuskulären Beanspruchung und veränderten zentralen Aktivierung des M. quadriceps femoris im Vergleich zur Beinbeuge- und Hüftstrecker Muskulatur (ischocrurale und gluteale Muskulatur) führen (Coh et al., 2010; Neumann, Hottenrott & Pfützner, 2010, S. 87f.; Robineau et al., 2012; Winter, Gordon & Watt, 2017).

In Anlehnung an Gear et al. (2011) ist daher zu vermuten, dass neben der Stellungs- und passiven Bewegungskontrolle auch die aktive Kontrolle der Bewegungsgeschwindigkeit in Flexion stärker beeinflusst wurde als in Extension.

Auch belastungsinduzierte Veränderungen der Stellungs- und Bewegungskontrolle werden im Zusammenhang mit einer sensorisch eingeschränkten Funktion diskutiert (Givoni et al., 2007; Skinner et al., 1986; Vila-Chã et al., 2011). Neben dem Einfluss metabolischer Azidose sind mechanische Aspekte zu berücksichtigen:

- eine gesteigerten myofasziale Laxizität ligamentärer und kapsulärer Strukturen (Kniegelenk) könnte die sensorische Funktion (Typ II Rezeptoren) beeinträchtigen (vgl. Kap. 4.2.4.2).
- Es wird diskutiert, dass mechanische Reize neben der extrafusalen Erregbarkeit (GTO, Typ I, -II und -III Rezeptoren) die Sensibilität der Muskelspindeln beeinflussen

obwohl die intrafusale Dehnung durch elastische Verbindungen zum Endomysium verringert wird (Brockett et al., 1997; Proske & Gandevia, 2012; Torres et al., 2010).

- Zwar werden Typ III+IV Rezeptoren vorwiegend endgradig mechanisch aktiviert, jedoch regulieren diese indirekt die Sensitivität der Muskelspindeln gammamotorisch auch in mittlerer Gelenkposition (Brockett et al., 1997; Freiwald et al., 1997; Hiemstra et al., 2001).

Nach Miura et al. (2004) und Proske et al. (2019) sind Veränderungen der Stellungs- und Bewegungskontrolle überwiegend auf zentrale Verarbeitungsprozesse zurückzuführen und weniger auf eine direkte sensorische Dysfunktion auf peripherer Ebene.

Desweiteren geht aus der Literatur hervor, dass eine verminderte aktive Winkelreproduktion mehrheitlich mit einem Kraftverlust einhergeht (Gear, 2011; Givoni et al., 2007; Marks, 1994; Proske, 2019; Ribeiro et al., 2007).

Givoni et al. (2007) vermuten dabei, dass eine gestörte Wahrnehmung der Muskellänge durch eine Diskrepanz zwischen dem antizipierten und dem situativen afferenten Einfluss entsteht, nämlich wenn die zentrale Aktivierung kompensatorisch gesteigert wird (erhöhte subjektive Anstrengung) gleichzeitig jedoch periphere Afferenzen verzögert und/oder unvollständig einlaufen. Hierdurch könnten eine Veränderungen des Körperschemas auftreten, was dazu führt, dass kompensatorisch eine gravitationsneutrale Position angestrebt wird und bezogen auf das Kniegelenk eine Überstreckung stattfindet (Givoni et al., 2007; Proske & Gandevia, 2012; Vila-Chã et al., 2011).

Zusammenfassend belegen die vorliegenden Ergebnisse, dass intensives Laufen (LIT/RSE) zu Änderungen der Bewegungsvervielfältigung bei Leg- Curl Bewegungen führt, was möglicherweise auf eine veränderte Kraft-, Stellungs- und Bewegungskontrolle zurückzuführen ist.

Da ein funktioneller Zusammenhang zwischen der dynamischen posturale Kontrolle und der lokalen Gelenkkontrolle besteht, zeigt sich die Bedeutung der Ergebnisse für die motorische Kontrolle von Landungen (Changela & Ramaprabhu, 2012; Han, Anson, Waddington, Adams & Liu, 2015; Hiemstra et al., 2001; Wang, Ji, Jiang, Liu & Jiao, 2016).

10.4 AUSWIRKUNG AUF DIE DYNAMISCHE BALANCE UND POSTURALE LANDEKONTROLLE

In der vorliegenden Untersuchung wurde die dynamische posturale Kontrolle durch den `Y Balance Test` und durch die Analyse der Bodenreaktionskräfte bei vertikalen und lateralen Landungen operationalisiert.

Die posturale Landekontrolle resultiert aus den Parametern COP_{Sway} (horizontale Ebene) und aus dem DPSI (vertikale und horizontale Ebene), der neben der dynamischen Balance das Dämpfungsverhalten (Absorption kinetischer Energie) widerspiegelt (Huurnink et al., 2019).

Vertikale Landung

Sowohl intensives als auch niedrigintensives Laufen veränderte im Gegensatz zur Kontrollbedingung die posturale Landekontrolle (Tabelle 7). So traten signifikante Veränderungen des rel_COP_{Sway} [1000] unter LIT und RSE auf. Daneben reduzierte sich signifikant unter allen Laufbedingungen der rel_DPSI zwischen 6,7- 9,7% (Tabelle 8).

Damit werden die Daten von Kuni et al. (2014) bestätigt, die eine signifikante Veränderung (3,5- 9,5%) der posturalen Landekontrolle in Folge 30 minütigen intensiven Laufens bei Volleyballspielerinnen und Gelegenheitssportlern nachwies. Ebenso bestätigen sich die Befunde von Brazen et al. (2010) und Shills et al. (2003), bei denen intensives Agilitytraining von Sportstudenten, Normalpersonen und Patienten nach Verletzungen des Sprunggelenks zu einer Abnahme der vertikalen TTS führte. Allerdings ist die Datenlage zu den Auswirkungen von Agilitytraining uneinheitlich, da in weiteren Studien keine signifikanten Änderungen der TTS bei Volleyballspielerinnen (Shaw et al., 2008) und bei gesunden Probanden auftraten (Wikstrom et al., 2004).

Auffällig ist, dass intensives und niedrigintensives Laufen im Vergleich zur Kontrollbedingung starke ($ES > 1,2$), signifikante (LIT/60) und hochsignifikante (RSE) Auswirkungen auf die vertikale Dämpfung (rel_DPSI) hatte (Tabelle 8, Abb. 46). Daneben wurde die dynamische Balance (rel_COP_{Sway} [1000]) durch intensives Laufen (LIT/RSE), nicht jedoch durch niedrigintensives Laufen signifikant beeinflusst (Abb. 45). Umgekehrt wurde der Parameter rel_COP_{Sway} [100] ausschließlich durch niedrigintensives Laufen beeinflusst (Tabelle 8, Abb. 44).

Damit bestätigt sich Hypothese 6a für alle Laufprotokolle bezogen auf den Parameter rel_DPSI und für die Laufprotokolle LIT/RSE auf den Parameter rel_COP_{Sway} [1000].

Bezogen auf die vergleichende Wirkung von intensivem und niedrigintensivem Laufen bestätigt sich Hypothese 6b für den Parameter rel_COP_{Sway} [1000], da praktisch bedeutsame Gruppenunterschiede zwischen RSE und niedrigintensivem Laufen bestehen. Für die

übrigen Landeparameter $rel_COP_{sway}[100]$ und rel_DPSI bestehen dagegen keine Differenzen.

Insgesamt ist auf Basis der Daten nicht von einem generellen Unterschied zwischen intensivem und niedrigintensivem Laufen auszugehen.

Die Ergebnisse belegen allerdings, dass insbesondere die vertikale posturale Landekontrolle verändert wurde. Das untermauert die Ergebnisse von Brazen et al. (2010) und Shills et al. (2003), die bei vertikalen Landungen Veränderungen für die vertikale TTS, jedoch nicht bzw. nur geringfügig für die anterior-posteriore und medio-laterale TTS nachwiesen.

Zusammenfassend und durch die Kontrastanalyse (Laufen vs. Ruhebedingung) für alle Landeparameter bestätigt (Hypothese 6c), ist davon auszugehen, dass sowohl intensives als auch niedrigintensives Laufen die vertikale posturale Landekontrolle bei gesunden sportlich aktiven Personen verändert und insbesondere das Dämpfungsverhalten hochgradig beeinflusst.

laterale Landung

Im Vergleich zur Kontrollbedingung wurde sowohl die dynamische Balance ($COP_{sway}[100/1000]$) als auch das Dämpfungsverhalten (DPSI) signifikant durch LIT verändert.

Keine signifikanten Differenzen zeigten sich hingegen unter RSE und niedrigintensivem Laufen (Tabelle 10, Abb. 48, Abb. 49).

Damit bestätigt sich Hypothese 7a ausschließlich für LIT. Bezogen auf die vergleichende Wirkung von intensivem und niedrigintensivem Laufen bestätigt sich Hypothese 7b bezogen auf alle Landeparameter für den Vergleich LIT vs. 60.

Allerdings ist nicht von einem generellen Unterschied auszugehen, da keine Differenzen zwischen RSE vs. 60 bestanden.

Obwohl die Studienlage keinen präzisen Vergleich mit niedrigintensivem Laufen und RSE zulässt, stimmen die vorliegenden Ergebnisse mit Untersuchungen der Arbeitsgruppe Steib et al. (2013) überein. So verlängerte sich unter intensivem Laufen (maximaler Stufentest) die vertikale und horizontale TTS (diagonale Landung) bei gesunden Sportlern und Patienten nach Verletzungen des Sprunggelenks (Steib, Hentschke et al., 2013; Steib, Zech et al., 2013).

Bezogen auf Hypothese 7c ist der Trend zu erkennen, dass Laufen signifikant die horizontale Komponente ($COP_{sway}[1000]$), nicht jedoch die vertikale Komponente (DPSI) beeinflusst. Ebenso wird im Vergleich zu vertikalen Landungen deutlich, dass die Effekte bei lateralen Landungen insgesamt geringer ausfallen.

Y Balance Test

Im Vergleich zur Kontrollbedingung bewirkte intensives Laufen eine signifikante, moderate (LIT) bzw. hochsignifikante, starke (RSE) Abnahme der einbeinigen Reichweite zwischen 1,9-2,9% (Tabelle 14, Abb. 51). Demgegenüber führte niedrigintensives Laufen zu keiner praktisch bedeutsamen Leistungsminderung. Demnach ist Hypothese 5a für RSE und LIT, jedoch nicht für niedrigintensives Laufen anzunehmen.

Ebenso bestätigt sich Hypothese 5b für den Gruppenvergleich RSE vs. 60, nicht jedoch für LIT vs. 60. Demzufolge ist eine differenzierte Interpretation zwischen intensiven und niedrigintensiven Laufprotokollen notwendig.

Das Ausmaß der Veränderung unter RSE und LIT wird durch weitere Studien bestätigt. So trat eine Leistungsabnahme zwischen -2,4% bis -4,9% nach intensivem Laufen (Patienten nach Verletzungen des Sprunggelenks) (Steib, Hentschke et al., 2013), nach kombiniertem Kraft- und Lauftraining (Baghani et al., 2016) sowie nach Agilitytraining bei gesunden Probanden auf (Whyte et al., 2015).

Zusammenfassend und hinsichtlich Hypothese 5c ist zu konstatieren, dass Laufen die einbeinige Reichweite bei sportlich aktiven Personen reduziert. Damit wird der Einfluss auf die dynamische Balance und die Kraftproduktion der Beinstreckerkette deutlich.

Subjektive Instabilität

Neben Veränderungen der biomechanischen Parameter wurde erwartet, dass intensives und niedrigintensives Laufen das subjektive Stabilitätsempfinden in der Landephase vermindert. Wie aus Tabelle 18 sowie Abb. 56 und Abb. 57 hervorgeht, führten alle Laufprotokolle im Vergleich zur Kontrollbedingung zu praktisch bedeutsamen Veränderungen. Damit bestätigt sich Hypothese 8a.

Da jedoch keine Gruppendifferenzen zwischen intensivem und niedrigintensivem Laufen auftraten, wird Hypothese 8b abgelehnt.

Auffällig ist, dass bei vertikalen Landungen die subjektive Stabilität am stärksten unter niedrigintensivem Laufen abnahm, obwohl die posturale Landekontrolle im Vergleich zu intensivem Laufen (RSE/LIT) weniger stark beeinflusst wurde.

Bei lateralen Landungen hingegen reduzierte sich die subjektive Stabilität unter LIT am stärksten, was zur Entwicklung der Parameter $COP_{Sway}[1000]$ und DPSI passt (Abb. 57).

Über die subjektiven Angaben des Stabilitätsempfindens sollte die akute lokale Beinachsen- und Gelenkstabilität abgeschätzt werden. Allerdings ist nicht auszuschließen, dass physiologische und psychische Faktoren das Anstrengungsempfinden und damit die Angaben zur subjektiven Stabilität beeinflusst haben.

Da es nicht möglich war die Daten (VAS) während der Landung, sondern zeitlich verzögert nach Beendigung der Landung zu erheben, könnten die subjektiven Angaben durch das situativ empfundene Anstrengung beeinflusst worden sein.

In diesem Zusammenhang stellen u.a. das Ausmaß der Sauerstoffaufnahme, die Atemfrequenz, der Blutdruck, die Laktatkonzentration sowie das muskuläre Beanspruchungs- und Schmerzempfinden mögliche Einflussfaktoren dar (Borg, 1990, 2004). Daneben ist bekannt, dass die mentale Aktivierung (zentrale Ermüdung) das Beanspruchungsempfinden und die posturale Kontrolle beeinflussen (Hitzschke et al., 2016; Meyer, Ferrauti, Kellmann & Pfeiffer, 2016, S. 25; Simoneau et al., 2006).

Durch die vorliegenden Ergebnisse (Abb. 56) wird deutlich, dass niedrigintensives und intensives Laufen die subjektive Landestabilität vermindert, allerdings keine intensitätsabhängigen Effekte auftreten. Des Weiteren sprechen die Daten nach deskriptiver Analyse dafür, dass die subjektive Landestabilität tendenziell mit der Entwicklung der biomechanischen Landeparameter verbunden ist.

Sprunggelenksbeweglichkeit

Untersuchungen von Hoch et al. (2011), Hoch et al. (2016) und Vallandingham et al. (2019) liefern Hinweise, dass eine gezielte Mobilisation des Sprunggelenks die statische Balance von Patienten nach Verletzungen des Sprunggelenks sowie die posturale Landekontrolle (DPSI) von gesunden Personen verbessert (Maeda et al., 2016). Des Weiteren wird die Bedeutung einer reduzierten Beweglichkeit im oberen Sprunggelenk mit einer verminderten einbeinigen Reichweite in anteriore Richtung diskutiert (Chimera & Warren, 2016).

Aus den vorliegenden Ergebnissen (Tabelle 19) geht hervor, dass für die hier untersuchte Probandenstichprobe kein korrelativer Zusammenhang zwischen der passiven Beweglichkeit des oberen Sprunggelenks und der posturalen Landekontrolle sowie der einbeinigen Reichweite besteht. Daher ist Hypothese 9 abzulehnen.

Dynamische Balance und posturale Landekontrolle

Die vertikale posturale Landekontrolle sowie die einbeinige Reichweite (‘Y Balance Test’) wurde im Vergleich zu niedrigintensivem Laufen signifikant stärker durch RSE beeinflusst ($rel_COP_{Sway}[1000]$; $Y-BAL_{COMP}$) (Abb. 45, Abb. 51).

Vertikale Landungen und einbeinige Kniebeugen wie sie im ‘Y Balance Test’ vorkommen werden in sagittaler Ebene kontrolliert. Hiermit ist eine hohe exzentrische (vertikale Landung³⁰) bzw. exzentrisch- konzentrische Kraftbeanspruchung (einbeinige Kniebeugen) der Beinstreckerkette verbunden (Fransz et al., 2015; Hertel, 2002; Wikstrom, Tillmann et al.,

³⁰ In der vorliegenden Untersuchung betrug die maximale vertikale Bodenreaktionskraft in der Landephase des CMJ_{EB} das $3,67 \pm 0,53$ fache des Körpergewichtes.

2005; Williams et al., 2016). Obwohl im unermüdeten Zustand die Kraft der Oberschenkelmuskulatur geringen Einfluss auf die Landekinetik hat (Carcia et al., 2011; Shultz, Nguyen, Leonard & Schmitz, 2009), beeinflusst die Kraft der Ober- und Unterschenkelmuskulatur die vertikale posturale Landekontrolle (DPSI)(Williams et al., 2016). Gleiches gilt für die einbeinige Reichweite ('Y Balance Test'), die neben der Ober- und Unterschenkelmuskulatur auch von der Kraft der Hüftmuskulatur bestimmt wird (vgl. Kap. 6.5.1).

Wie die Analyse der Sprungkraft (Tabelle 6) und weitere Studien belegen, führt RSE zu einer Abnahme der Schnell- und Maximalkraft (Gorostiaga et al., 2010; Paavolainen et al., 1994; Wiewelhove et al., 2016). Daher ist anzunehmen, dass ein belastungsinduzierter Kraftverlust die vertikale posturale Landekontrolle und die einbeinige Reichweite negativ beeinflusst haben könnten (Brazen et al., 2010; Shills, Kaminski & Tillman, 2003; Whyte et al., 2015).

Dazu passt, dass trainierte Athleten mit höherem Kraftniveau im Vergleich zu Nichtsportlern bessere statische Balanzergebnisse zeigen (Hrysomallis, 2011) und eine belastungsinduzierte Verringerung der einbeinigen Reichweite vorwiegend untrainierte Personen, nicht aber trainierte Athleten betrifft (Baghani et al., 2016; Zech et al., 2012). Ebenso ist bekannt, dass intensive Richtungswechselsprints auf myofaszialer Ebene mikrotraumatische Verletzungen ('muscle damage') verursachen (Rampinini et al., 2016), was als mögliche Ursache für eine vergleichsweise starke Beeinflussung der dynamischen Balance im Vergleich zu niedrigen mechanischen Beanspruchungen (z.B. Radfahren) diskutiert wird (Fox, Mihalik, Blackburn, Battaglini & Guskiewicz, 2008).

Die Auswirkungen von intensivem und niedrigintensivem Laufen auf die posturale Landekontrolle sind in vertikaler Richtung (rel_DPSI) ausgeprägt, was für eine Beeinträchtigung des Dämpfungsverhaltens spricht.

Da auch unter niedrigintensivem Laufen die Sprungleistung abnahm (Tabelle 6) liegt ein möglicher Erklärungsansatz darin, dass die vertikale posturale Landekontrolle in Folge des 60 minütigen Laufens ebenfalls durch einen Kraftverlust beeinflusst wurde.

Im Gegensatz zu vertikalen Landungen veränderte ausschließlich LIT die laterale posturale Landekontrolle (Tabelle 10, Abb. 47, Abb. 48, Abb. 49). Neben der im Vergleich zum niedrigintensivem Laufen höheren metabolischen, kardiovaskulären und neuromuskulären Beanspruchung sind zwei weitere Erklärungsansätze zu nennen, die ursächlich für die Leistungsdifferenzen zwischen LIT einerseits und RSE bzw. niedrigintensivem Laufen andererseits sein könnten:

- a. Auswirkungen stereotyper Bewegungsmuster auf die Bewegungskoordination
- b. Laterale Landungen werden weniger durch die Kraftproduktion der Beinstreckerkette beeinflusst.

Zu (a): In Kap. 4.2.4.2 wurde beschrieben, dass intensives und langes Laufen die mechanischen Eigenschaften passiv struktureller Gewebe an der Plantarfaszie des Fußgewölbes sowie an der Kapsel und Ligamenten des Kniegelenkes beeinflusst.

So kann eine plastische Verformung der Plantarfaszie (Senkung des Fußgewölbes) die viskoelastischen Eigenschaften sowie die mechanische Stiffness in der Bodenkontaktphase (Speicherung und Freisetzung kinetischer Energie) beeinträchtigen (Kelly et al., 2015; Morin, Jeannin, Chevallier & Belli, 2006; Nicol et al., 2006; Shiotani et al., 2020).

Daneben werden unter Ermüdung periphere Afferenzen aus weniger beanspruchten Muskelgruppen (Synergisten), zusammen mit optischen und vestibulären Beiträgen stärker integrativ gewichtet (Gandevia, 2001; Mulder, 2007, S. 91–95; Padua et al., 2006; Paillard, 2012).

Das LIT und das niedrigintensive Laufprotokoll wurden im Vergleich zu RSE länger (35/60 Min vs. 10 Min) und in Form stereotyper, zyklischer Laufmuster im DVZ absolviert (Coh et al., 2010; Nicol et al., 2006).

Daher beanspruchen diese Lauftypen im Gegensatz zu RSE mit Richtungswechseln das vestibuläre und visuelle System durch rhythmische Beschleunigung des Kopfes im Sinne einer stereotypen Bewegung (vgl. Kap 10.1).

RSE mit Richtungswechseln erfordert hingegen variable neuromuskuläre Aktivierungs- und Kontraktionsmuster. So kontrahiert die Muskulatur der Beinstreckerkette in der Beschleunigungsphase rein konzentrisch, wohingegen das Abbremsen unmittelbar vor dem Richtungswechsel exzentrisch erfolgt (Brughelli et al., 2008; Coh et al., 2010).

Ebenso liefert der Richtungswechsel selbst einen variablen sensorischen Input.

Des Weiteren ist zu berücksichtigen, dass im Anschluss an das RSE Programm eine Zeitverzögerung von 90-120 Sekunden bis zum Start der Messung auftrat (Transfer Messlabor). Im Gegensatz dazu startete die Ausgangsmessung unmittelbar im Anschluss an die Laufbandprotokolle (LIT/60) mit geringer Zeitverzögerung.

Demnach bestanden vor Beginn der Ausgangsmessung grundlegende Unterschiede hinsichtlich des sensorischen Reizspektrums und des motorischen Aktivierungsmusters, was möglicherweise den posturalen Kompensationsaufwand in Folge der stereotypen Laufbedingungen erhöht haben könnte (Derave, Tombeux, Cottyn, Pannier & Clercq, 2002; Lepers et al., 1997; Nagy et al., 2004; Riemann & Lephart, 2002a).

Zu (b): Der subjektive Schwierigkeitsgrad ist bei lateralen Landungen größer als bei vertikalen Landungen (Wikstrom et al., 2008). Laterale Landungen und Richtungswechsel werden vorwiegend in der Frontalebene stabilisiert, wohingegen vertikale Landungen in der Sagittalebene kontrolliert werden (Liu & Heise, 2013; Wikstrom et al., 2008).

Im Gegensatz zu vertikalen Landungen und reaktiven Richtungswechseln hängen laterale Landungen aufgrund funktionsanatomischer Unterschiede und der spezifischen Regulation der neuromuskulären Stiffness weniger von der Maximalkraft der Beinstreckerkette ab (Fleischmann, Gehring, Mornieux & Gollhofer, 2010, 2011; Hertel, 2002; Williams et al., 2016; Wong et al., 2012).

So ist die funktionelle Kraftproduktion in der exzentrischen Plantarflexion (vertikale Landung) aufgrund der muskulären Zugrichtung am Sprunggelenk günstiger als für die exzentrische Pronation und Eversion (laterale Landung) (Fleischmann et al., 2011).

Des Weiteren besteht im Gegensatz zu Richtungswechseln keine Zeitlimitation in der Bodenkontaktphase, was Unterschiede in der antizipatorischen Aktivierung und Reflexstärke der Ober- und Unterschenkelmuskulatur erklärt (Fleischmann et al., 2011).

Mit dem Ziel die Beinstreckerkette funktionell stärker zu beteiligen, die stabilisierende Muskulatur des Sprunggelenks zu entlasten sowie Scherkräfte am Kniegelenk zu reduzieren, besteht bei lateralen Landungen ein kompensatorisches Muster darin den Unter- und Oberschenkel in Außenrotation zu positionieren, um eine Bewegung in sagittaler Ebene zu ermöglichen (Fleischmann et al., 2010, 2011; Hertel, 2002).

Beim intensiven Laufen ermüdet die Oberschenkel- und Hüftmuskulatur im Vergleich zur Unterschenkelmuskulatur früher und stärker, da sie funktionell die vorwärtsgerichtete Lokomotion dominiert (Coh et al., 2010; Hanon, Thépaut-Mathieu & Vandewalle, 2005). Demgegenüber regulieren am Unterschenkel der M. gastrocnemius und der M. tibialis anterior sowie am Kniegelenk der M. vastus medialis und M. vastus lateralis primär die Gelenkstiffness vor und während des Bodenkontaktes (Coh et al., 2010; Hanon et al., 2005). Aufgrund der stärkeren Bedeutung der Unterschenkelmuskulatur bei der Stabilisation von lateralen Landungen in der Frontalebene ist zu vermuten, dass leistungspositive PAP Effekte unter LIT bei vertikalen Landungen, jedoch weniger bei lateralen Landungen zum Tragen kommen. Umgekehrt ist zu erklären, warum der unter RSE auftretende Kraftverlust der Oberschenkelmuskulatur (Abb. 41, Abb. 42) keine leistungsnegativen Effekte bei lateralen Landungen bewirkte (Abb. 47, Abb. 48, Abb. 49).

11 ZUSAMMENFASSUNG

Die motorische Kontrolle von dynamischen Balanceaufgaben und Landungen hängt im Wesentlichen von der funktionellen Kraftproduktion, der Muskelstiffness, der lokalen Gelenkstabilisation sowie der posturalen Kontrolle ab (vgl. Kap. 3).

Den Studien von Santamaria et al. (2010) und Barber-Westin et al. (2017) ist zu entnehmen, dass sich unter körperlicher Ermüdung das Landeverhalten verändert.

Neben kinematischen und neuromuskulären Aspekten betreffen Veränderungen die mechanische Dämpfung und die posturale Landekontrolle in der Bodenkontaktphase (vgl. Kap.6.5.2). Daneben existieren Hinweise, dass belastungsinduzierte Ermüdung die motorische Kontrolle des Kniegelenkes beeinträchtigt, was u.a. auf eine veränderte Sensorik und Verarbeitung propriozeptiver Signale zurückzuführen ist (vgl. Kap. 6.2, 10.3).

Obwohl belastungsinduzierte Veränderungen des Sprung- und Landeverhaltens die sportliche Leistung beeinflussen und das Verletzungsrisiko in Sportsportarten erhöhen, wurde aus untersuchungsmethodischer Sicht ein limitierter Forschungsstand deutlich. Zum einen zeigen sich hinsichtlich der vergleichenden Analyse intensiver und niedrigintensiver Laufbelastungen weitreichende Forschungslücken. Zum anderen wurden in bisherigen Analysen vertikale und horizontale einbeinige Sprünge und Landungen nur unzureichend thematisiert, obwohl derartige Testaufgaben den funktionellen Transfer in die Praxis von Sportsportarten ermöglichen (vgl. Kap.6).

Mit dem Ziel bestehende Wissenslücken zu schließen, wurden die Auswirkungen von HIIT (RSE/LIT) und niedrigintensivem Laufen auf die posturale Kontrolle nach einbeinigen vertikalen und lateralen Landungen sowie auf die horizontale Sprungweite und Sprungpräzision analysiert. Daneben wurden ergänzende Tests zur Bestimmung der dynamischen posturalen Kontrolle, des subjektiven Stabilitätsempfindens, der Bewegungsvariabilität sowie der Beweglichkeit des Sprunggelenks durchgeführt.

Die vorliegenden Ergebnisse belegen den starken Einfluss intensiven und niedrigintensiven Laufens auf die vertikale posturale Landekontrolle, wobei insbesondere das Dämpfungsverhalten verändert wird (Tabelle 10, Abb. 46). Bei lateralen Landungen ist der Einfluss auf die posturale Landekontrolle insgesamt geringer und ausschließlich auf LIT beschränkt (Tabelle 12; Abb. 47; Abb. 48; Abb. 49).

Auch die einbeinige Reichweite (dynamische Balance) verminderte sich in Folge der intensiven und niedrigintensiven Laufprotokolle (Tabelle 14, Abb. 51).

Bezogen auf belastungsinduzierte Veränderungen der dynamischen Balance/posturalen Landekontrolle werden der Einfluss stereotyper Bewegungsmuster (lineares Laufen), die

Beeinträchtigung der propriozeptiven Funktion sowie eine verminderte Kraftproduktion der stabilisierenden Sprung-, Knie- und Hüftgelenkmuskulatur als wesentliche Ursachen diskutiert (vgl. Kap.10.4).

Die Ergebnisse der vertikalen Sprungkraftanalyse sowie des `Y Balance Tests` (Tabelle 6; Tabelle 14) deuten darauf hin, dass insbesondere wiederholtes Sprinten mit Richtungswechseln (RSE) die vertikale Kraftproduktion der Beinstreckerkette verringert.

Daneben zeigt sich, dass sowohl niedrigintensives als auch intensives Laufen die horizontale Sprungweite nach explosiven Richtungswechseln reduziert (Tabelle 6).

Ebenso deutet die Analyse der Sprungpräzision darauf hin, dass die feinmotorische Kontrolle der Kraft in der Stütz- und Abdruckphase submaximaler Richtungswechsel zumindest geringfügig durch RSE jedoch nicht durch LIT und niedrigintensives Laufen beeinflusst wird (Tabelle 12).

In Kap. 10.3 werden die Auswirkungen belastungsinduzierter Ermüdung auf die sensorische Funktion sowie auf die Kraft- Stellungs- und Bewegungskontrolle erörtert, die im Zusammenhang mit Veränderungen der posturalen Landekontrolle sowie der motorischen Kontrolle von Leg Curl Bewegungen diskutiert werden.

Vor diesem Hintergrund lieferte die goniometrische Analyse (Tabelle 16) Hinweise dafür, dass wiederholtes Sprinten (RSE) die Bewegungsvervariabilität des Kniegelenks beeinflusst und dadurch der Kompensationsaufwand ansteigt.

Obwohl es Anzeichen dafür gibt, dass eine verbesserte dynamische Balance/posturale Landekontrolle im Zusammenhang mit einer erhöhten Beweglichkeit des Sprunggelenks steht (vgl. Kap. 3.4), wurde für die hier untersuchte Stichprobe kein korrelativer Zusammenhang zwischen der passiven Beweglichkeit des oberen Sprunggelenks (ROM-Dorsalflexion) und den biomechanischen Landeparametern, der einbeinigen Reichweite sowie der vertikalen und horizontalen Sprungleistung nachgewiesen (Tabelle 19).

Insgesamt liefern die Daten insbesondere bezogen auf die motorische Kontrolle von verletzungsrisikanten Sprüngen und Landungen wichtige Informationen für die Trainingspraxis. Auf dieser Grundlage können präventive Trainingsprogramme optimiert und Trainingsempfehlungen zum Einsatz von HIIT und niedrigintensivem Laufen in Sportspielen abgeleitet werden.

12 SCHLUSSFOLGERUNG UND TRANSFER

Durch die vorliegende Untersuchung wurde gezeigt, dass die motorische Kontrolle der unteren Extremitäten durch intensives (RSE/LIT) und niedrigintensives Laufen beeinflusst wird. Hiermit verbunden zeigen sich Veränderungen der Kraft-, Stellungs- und bewegungssensorischen Funktion sowie der dynamischen posturalen Kontrolle.

Da neben intrinsischen Risikofaktoren (Psyche, Alter, Gewicht, Anatomie, Geschlecht, Vorverletzungen, Gelenkbeweglichkeit) (Alentorn-Geli et al., 2009; Dallinga et al., 2012; Emery, 2005; La Motte et al., 2019; Murphy et al., 2003; Myklebust et al., 2003; Willems et al., 2005) eine verminderte posturale Kontrolle einen Risikofaktor für Verletzungen am Kniegelenk (Dallinga et al., 2012; Du Prey et al., 2016; Södermann et al., 2001) und am Sprunggelenk darstellen (Greig & McNaughton, 2014; La Motte et al., 2019; Mc Guine et al., 2000; Mc Keon & Hertel, 2008; Noronha et al., 2006; Trojian & Mc Keag, 2006; Wang et al., 2006) und sich der posturale Kompensationsaufwand in den hier untersuchten Tests erhöhte, zeigt sich aus verletzungspräventiver Sicht die Bedeutung der vorliegenden Daten.

Insbesondere in Sportsportarten treten explosive einbeinige Abstoppbewegungen, Sprünge und Richtungswechsel auf, die mit hohen Beschleunigungs- und Bremsimpulsen sowie mit destabilisierenden Reizen und Scherkräften verbunden sind (Fleischmann et al., 2011; Shimokochi et al., 2013; Taylor et al., 2017; Wong et al., 2012).

Bezogen auf belastungsinduzierte Verletzungen des Sprung- und Kniegelenks besteht ein grundlegender Erklärungsansatz darin, dass eine verzögerte und verringerte Kraftproduktion der gelenkstabilisierenden Muskulatur neben einer verminderten posturalen Balance die lokale Gelenkstabilisation reduziert (Nyland, Shapiro, Caborn, Nitz & Malone, 1997; Zemková & Hamar, 2014).

Zwar sprechen die vorliegenden Ergebnisse dafür, dass sich der Kompensationsaufwand bei verletzungsrisikanten vertikalen und lateralen Landungen durch intensives und niedrigintensives Laufen erhöht. Allerdings ist zu berücksichtigen, dass ein erhöhtes Risiko für Verletzungen bei solchen Athleten erwartet wird, die trotz eingeschränkter neuromuskulärer Funktion weiterhin eine verhältnismäßig hohe Bewegungskonsistenz aufweisen und demnach nicht in der Lage sind Landemuster adäquat anzupassen und/oder zu variieren (Cortes et al., 2014; Hamill et al., 2012; Nordin & Dufek, 2019; Pollard et al., 2005).

Funktionell sichert demnach ein Anstieg der Bewegungsvariabilität das Erreichen des ursprünglichen Bewegungsziels (motorischer Output-Parameter) und verhindert eine strukturelle Überlastung in potenziell verletzungsrisikanten Situationen (Davids et al., 2003; Nordin & Dufek, 2019).

Daher ist kritisch zu hinterfragen, ob eine kompensatorisch erhöhte Variabilität der Bodenreaktionskräfte bei der Realisierung von Balanceaufgaben oder Landungen überhaupt eine pathologische Reaktion oder eine sinnvolle Strategie zur Aufrechterhaltung des zielmotorischen Outputs sowie zur Vermeidung gelenkschädigender Reize darstellt.

12.1 LIMITATIONEN

Wesentliche Ziele der Untersuchung bestanden darin, vergleichend den Einfluss von intensivem und niedrigintensivem Laufen auf die posturale Landekontrolle sowie auf die vertikale und horizontale Sprungleistung zu untersuchen.

Da jedoch keine kinematischen Parameter und nicht das neuromuskuläre Aktivierungs- und/oder Reflexverhalten analysiert wurden, beschränken sich die vorliegenden Ergebnisse auf posturographische Daten (Landungen) und auf den motorischen Output (Sprungweitehöhe, -präzision). Daher bleibt unklar in wie weit bewegungstechnische Kompensationen in der Flug- und Bodenkontaktphase auftraten.

Daneben ist aus methodischer Sicht ist kritisch anzumerken, dass im Anschluss an die Ausgangsmessung keine 'Follow Up' Messungen durchgeführt wurden. Grund hierfür war das verhältnismäßig umfangreiche (11 Min) und intensive Testprozedere, welches nach mehrfacher Wiederholung die Ermüdungseffekte beeinflusst hätte. Damit bleibt unklar wie lange die Ermüdungseffekte anhielten.

Die vorliegenden Ergebnisse sind vor dem Hintergrund des Probandenkollektivs und den spezifischen Laufprotokollen zur Ermüdungsprovokation zu interpretieren. Bekannt ist, dass die posturale Balance u.a. von der sportartspezifischen sensomotorischen Prägung und vom Leistungsniveau eines Sportlers abhängen (vgl. Kap. 3.3). Zwar bestand das Probandenkollektiv aus sportlich aktiven und gesunden Personen, womit die beobachteten Effekte auf den Breiten- und Amateursport übertragbar sind, allerdings sind generalisierte Aussagen mit Gültigkeit für den Hochleistungssport nicht möglich.

Ebenso stellt stereotypes Laufen zwar einen wichtigen Bestandteil des Ausdauertrainings in Spilsportarten dar, womit die Ergebnisse einen direkten Transfer in die Trainingspraxis erlauben, jedoch ist die Aussagekraft für die Wettkampfpraxis limitiert.

Weitere Einschränkungen betreffen die Operationalisierung der subjektiven Landestabilität mittels VAS. Da der Parameter bisher nicht im Zusammenhang mit Landungen evaluiert wurde, sollte aufgrund des Pilotcharakters die Reliabilität und Validität der Ergebnisse zunächst kritisch bewertet und durch weiterführende Untersuchungen evaluiert werden. Hierbei könnten unterschiedliche Probandenstichproben (Sportler/Patienten nach Verletzung der unteren Extremitäten) und Testverfahren eingesetzt werden.

12.2 AUSBLICK

Die Interpretation der vorliegenden Ergebnisse hat weitere Fragen zu den Ursachen von kompensatorischen Änderungen des Landeverhaltens aufgeworfen, die jedoch aufgrund des angewendeten methodischen Ansatzes nicht empirisch geprüft wurden.

Es wurde deutlich, dass sich die Wirkung von linearem und multidirektionalem Laufen auf die motorische Kontrolle der unteren Extremitäten unterscheidet. Demnach könnte eine methodische Weiterentwicklung darin bestehen, vergleichend die Wirkung linearer und multidirektionaler Laufprotokolle unter vergleichbaren belastungsnormativen Bedingungen zu überprüfen.

Mit dem Ziel Veränderungen der motorischen Kontrolle sportart- und wettkampfspezifisch zu interpretieren, bietet die Analyse unterschiedlicher Probandenkollektive (Athleten unterschiedlicher Sportarten und Wettkampfklassen) sowie eine Ermüdungsprovokation unter realen Wettkampfbedingungen weiterführende Forschungsansätze an.

Neben belastungsinduzierter körperlicher Ermüdung beeinflusst mentale Ermüdung die posturale Balance. So steigt bei neuromuskulärer Insuffizienz der Kompensationsaufwand an, so dass bewusstseinspflichtige, kognitive Steuerungsinstanzen verstärkt rekrutiert werden müssen (Mulder, 2007, S. 172–179). Da insbesondere im Hochleistungssport variable Druckbedingungen (Präzisions-, Zeit-, Komplexitäts-, Situations- und Belastungsdruck) kontrolliert sowie Stress- und Störeinflüsse mental bewältigt werden müssen, könnte in Anlehnung an Mulder (2007) eine realitätsnahe Analyse der Landekontrolle sowohl unter körperlicher Ermüdung als auch unter kognitiver Beanspruchung (siehe Druckbedingungen) erfolgen (Edwards & Polman, 2012, S. 65; Neumaier, 2006, S. 97,134).

12.3 TRAININGSPRAKTISCHER ÜBERTRAG

Es ist zu beachten, dass in der Literatur eine Vielzahl an Testaufgaben und Messverfahren zur Bestimmung der dynamischen Balance und der posturalen Landekontrolle existieren und diese fertigkeitsspezifisch zu interpretieren sind. Daher sind generalisierte Aussagen auf Grundlage einzelner Tests für die Trainingspraxis nur eingeschränkt möglich. Setzt man einen kausalen Zusammenhang zwischen einem erhöhten posturalen Kompensationsaufwand (Landungen) und einem erhöhten Verletzungsrisiko voraus, lassen sich folgende Aussagen und Trainingsempfehlungen ableiten:

Repeated Sprint Training

RSE mit Richtungswechseln geht mit moderaten bis starken Veränderungen der motorischen Kontrolle einher. So ist mit einer starken Abnahme der vertikalen Sprungkraft sowie der vertikalen posturalen Landekontrolle und dynamischen Balance zu rechnen. Des Weiteren entstehen moderate Veränderungen des explosiven Richtungswechselverhaltens.

- In Abhängigkeit der RSE- Belastungsnormative ist aus verletzungspräventiver Sicht zu empfehlen, Art und Intensität eines anschließenden sportartspezifischen Trainings anzupassen (Vermeidung explosiver multidirektionaler Aktionen) oder RSE im Anschluss an das sportartspezifische Training durchzuführen.

Long Intervall Training

Im Gegensatz zu RSE bewirkt LIT geringe bis moderate Veränderungen der motorischen Kontrolle. Hiervon sind explosive Richtungswechsel, die vertikale- und laterale posturale Landekontrolle, die dynamische Balance sowie die lokale Gelenkkontrolle betroffen. Da alle Laufprotokolle die vertikale, jedoch ausschließlich LIT die laterale posturale Landekontrolle verringerte, die Kraft der Beinstreckerkette jedoch ausschließlich durch RSE reduziert wurde, ist anzunehmen, dass u.a. stereotypes Laufen die motorische Kontrolle beeinflusst haben könnte.

- Daher wird empfohlen HIIT wie (LIT/RSE) unter sensomotorisch variablen Bedingungen möglichst sportartspezifisch (multidirektional) durchzuführen.
- Auch in Bezug auf LIT wird empfohlen, dass die Art und Intensität eines anschließenden sportartspezifischen Trainings angepasst wird oder stereotypes LIT im Anschluss an das sportartspezifische Training durchgeführt werden sollte.

Niedrigintensives Laufen

Niedrigintensives Laufen beeinflusst die motorische Kontrolle explosiver Richtungswechsel und die vertikale posturale Landekontrolle. Jedoch zeigen sich im Vergleich zu intensivem Laufen kompensatorische Differenzen bei lateralen Landungen und bezogen auf die dynamische Balance ('Y Balance Test'). Auch für niedrigintensives Laufen wird der Einfluss stereotyper Bewegungsmuster auf die motorische Kontrolle vermutet. Daher wird empfohlen:

- Dauerlauftraining sollte nicht unmittelbar vor intensiven sportartspezifischen Trainingseinheiten durchgeführt werden, die explosives Abstoppen, Richtungswechsel und Sprünge implizieren.

Subjektives Stabilitätsempfinden

Intensives und niedrigintensives Laufen beeinflusst das subjektive Stabilitätsempfinden bei Landungen. Deskriptiv zeigt sich eine zusammenhängende Entwicklung mit biomechanischen Landeparametern.

- Die Verwendung subjektiver Parameter könnte dazu beitragen die Belastungssteuerung innerhalb von sensomotorischem Training (Balance- und Landetraining) zu verbessern und objektive Messverfahren zu ergänzen.

Landespezifik

Da bezogen auf vertikale und laterale Landungen uneinheitliche Kompensationsreaktionen auftraten untermauern die Ergebnisse die Fertigungs- und Belastungsspezifität unterschiedlicher Landetypen und dynamischer Balanceaufgaben (vgl. Kap. 3.3).

- Daher sollte sensomotorisches Training zur Verletzungsprophylaxe in Spielsportarten variable Sprünge-, Landungen und Richtungswechsel beinhalten sowie im erholten und vorermüdeten Zustand trainiert werden.

Sprunggelenksbeweglichkeit

Es wurde kein korrelativer Zusammenhang zwischen der passiven Beweglichkeit des oberen Sprunggelenks und den biomechanischen Landeparametern, der einbeinigen Reichweite und der Sprungleistung nachgewiesen (Tabelle 19).

- Es ist fraglich, ob die einbeinige Sprungleistung sowie die posturale Landekontrolle von gesunden Sportlern, deren Sprunggelenksbeweglichkeit im Normbereich liegt, durch zusätzliche mobilisierende Maßnahmen verbessert werden.

13 LITERATURVERZEICHNIS

- Adkins, D.A., Boychuk, J., Remple, M. & Kleim, J. (2006). Motor training induces experience-specific patterns of plasticity across motor cortex and spinal cord. *Journal of Applied Physiology*, 101 (7), 1776–1782.
- Aerts, I., Cumps, E., Verhagen, E., Verschueren, J. & Meeusen, R. (2013). A systematic review of different jump-landing variables in relation to injuries. *The Journal of Sports Medicine & Physical Fitness*, 53 (5), 509–519.
- Aguiar, R. A., Turnes, T., Oliveira Cruz, R. S. de, Salvador, A. F. & Caputo, F. (2015). Repeated sprint performance and metabolic recovery curves: effects of aerobic and anaerobic characteristics. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism*, 40 (5), 433–440.
- Alentorn-Geli, E., Myer, G. D., Silvers, H. J., Samitier, G., Romero, D., Lázaro-Haro C et al. (2009). Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players. Part 1. Mechanisms of injury and underlying risk factors. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 17 (7), 705–729.
- Allen, D. G., Lamb, G. D. & Westerblad, H. Cellular mechanisms of skeletal muscle fatigue. In Taylor, Groeller (Hg.) 2008 – *Physiological Bases of Human Performance* (S. 115–125).
- Allen, D. G., Lamb, G. D. & Westerblad, H. (2008). Skeletal muscle fatigue. Cellular mechanisms. *Physiological Reviews*, 88 (1), 287–332.
- Allison, K. F., Sell, T. C., Benjaminse, A. & Lephart, S. M. (2016). Force Sense of the Knee Not Affected by Fatiguing the Knee Extensors and Flexors. *Journal of Sport Rehabilitation*, 25 (2), 155–163.
- Almeida, G. P. L., Monteiro, I. O., Marizeiro, D. F., Monteiro, L. B. & de Paula Lima, P. O. (2017). Y balance test has no correlation with the Stability Index of the Biodex Balance System. *Musculoskeletal Science & Practice*, 27, 1–6.
- Alpini, D., Hahn, A. & Riva, D. (2008). Static and dynamic postural control adaptations induced by playing ice hockey. *Sport Sciences for Health*, 2, 85–92.
- Amann, M., Blain, G. M., Proctor, L. T., Sebranek, J. J., Pegelow, D. F. & Dempsey, J. A. (2010). Group III and IV muscle afferents contribute to ventilatory and cardiovascular response to rhythmic exercise in humans. *Journal of Applied Physiology*, 109 (4), 966–976.
- Amann, M., Blain, G. M., Proctor, L. T., Sebranek, J. J., Pegelow, D. F. & Dempsey, J. A. (2011). Implications of group III and IV muscle afferents for high-intensity endurance exercise performance in humans. *The Journal of Physiology*, 589 (21), 5299–5309.
- Amann, M. & Calbet, J. A. (2008). Convective oxygen transport and fatigue. *Journal of Applied Physiology*, 104 (3), 861–870.
- Amann, M. & Dempsey, J. A. (2008). Locomotor muscle fatigue modifies central motor drive in healthy humans and imposes a limitation to exercise performance. *The Journal of Physiology*, 586 (1), 161–173.
- Amann, M. & Dempsey, J. A. (2016). Ensemble Input of Group III/IV Muscle Afferents to CNS: A Limiting Factor of Central Motor Drive During Endurance Exercise from Normoxia to Moderate Hypoxia. *Advances in Experimental Medicine & Biology*, 903, 325–342.
- Amann, M., Sidhu, S. K., Weavil, J. C., Mangum, T. S. & Venturelli, M. (2015). Autonomic responses to exercise. Group III/IV muscle afferents and fatigue. *Autonomic Neuroscience: Basic & Clinical*, 188, 19–23.
- Andrade, V.L., Santiago, P.R.P., Kalva-Filho, C.A., Campos, E.Z. & Papatir, M. (2014). Reproducibility of Running Anaerob Sprint Test (RAST) for Soccer Players. *Journal of Sports Medicine & Physical Fitness*.
- Augustsson, J., Thomeé, R. & Karlsson, J. (2004). Ability of a new hop test to determine functional deficits after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 12 (5), 350–356.
- Aune, T. K., Ingvaldsen, R. P. & Ettema, G. J. C. (2008). Effect of physical fatigue on motor control at different skill levels. *Perceptual & Motor Skills*, 106 (2), 371–386.
- Avela, J., Finni, J. & Komi, P. V. (2006). Excitability of the soleus reflex arc during intensive stretch-shortening cycle exercise in two power-trained athlete groups. *European Journal of Applied Physiology*, 97 (4), 486–493.
- Aziz, A. R., Chia, M.Y.H., Mukherjee, S. & Teh, K. C. (2007). Relationship between measured maximal oxygen uptake and aerobic endurance performance with running repeated sprint ability in young elite soccer players. *Journal of Sports Medicine & Physical Fitness*, 47 (4), 401–407.

- Aziz, A. R. & Chuan, T. K. (2014). Correlation between Tests of Running Repeated Sprint Ability and Anaerobic Capacity by Wingate Cycling in Multi-Sprint Sports Athletes. *International Journal of Applied Sports Sciences*, 16 (1), 14–22.
- Baghani, F., Woodhouse, L. & Gaeini, A. (2016). Original Research Dynamic Postural Control in Female Athletes and Nonathletes After a Whole-Body Fatigue Protocol. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 30 (7), 1942–1947.
- Bagheri, R., Pourahmadi, M. R., Hedayati, R., Safavi-Farokhi, Z., Aminian-Far, A., Tavakoli, S. et al. (2018). Relationships Between Hoffman Reflex Parameters, Trait Stress, and Athletic Performance. *Perceptual & Motor Skills*, 125 (4), 749–768.
- Baldi, M., DA, S. J. F., Buzachera, C. F., Castagna, C. & Guglielmo, L. G. (2016). Repeated sprint ability in soccer players. Associations with physiological and neuromuscular factors. *The Journal of Sports Medicine & Physical Fitness*.
- Bangsbo, J. (2015). Performance in Sports - With specific emphasis on the effect of intensified training. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 25, 88–99.
- Bangsbo, J., Madsen, K., Kiens, B. & Richter, E. A. (1996). Effect of muscle acidity on muscle metabolism and fatigue during intense exercise in man. *Journal of Physiology*, 495 (2), 587–596.
- Bangsbo, J., Mohr, M. & Krstrup, P. (2006). Physical and metabolic demands of training and match-play in the elite football player. *Journal of Sports Sciences*, 24 (7), 665–674.
- Barber-Westin, S. D. & Noyes, F. R. (2017). Effect of Fatigue Protocols on Lower Limb Neuromuscular Function and Implications for Anterior Cruciate Ligament Injury Prevention Training. A Systematic Review. *American Journal of Sports Medicine*, 45 (14), 3388–3396.
- Bardy, B. G. (2003). *Postural Coordination Dynamics in Standing Humans*, Research Center in Sport Sciences, University of Paris Sud XI, Orsay, France.
- Baudry, S., Maerz, A. H., Gould, J. R. & Enoka, R. M. (2011). Task- and time-dependent modulation of la presynaptic inhibition during fatiguing contractions performed by humans. *Journal of Neurophysiology*, 106 (1), 265–273.
- Baumgart, C., Gokeler, A., Donath, L., Hoppe, M. W. & Freiwald, J. (2015). Effects of Static Stretching and Playing Soccer on Knee Laxity. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 25 (6), 541–545.
- Baumgart, C., Hoppe, M. W. & Freiwald, J. (2016). Long-Term Adaptations to Unexpected Surface Perturbations: Postural Control During Stance and Gait in Train Conductors. *Journal of Motor Behavior*, 48 (4), 341–347.
- Baumgart, C., Schubert, M., Hoppe, M. W., Gokeler, A. & Freiwald, J. (2017). Do ground reaction forces during unilateral and bilateral movements exhibit compensation strategies following ACL reconstruction? *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 24 (5), 1385–1394.
- Behan, F. P., Willis, S., Pain, M.T.G. & Folland, J. P. (2018). Effects of football simulated fatigue on neuromuscular function and whole-body response to disturbances in balance. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 28, 2547–2557.
- Behrens, M., Mau-Moeller, A., Wassermann, F. & Bruhn, S. (2013). Effect of fatigue on hamstring reflex responses and posterior-anterior tibial translation in men and women. *PLoS ONE*, 8 (2), e56988.
- Bennell, K. L., Talbot, R. C., Wajswelner, H., Techovanich, W., Kelly, D. H., Hall AJ et al. (1998). Intra-rater and inter-rater reliability of a weight-bearing lunge measure of ankle dorsiflexion. *The Australian Journal of Physiotherapy*, 44 (3), 175–180.
- Bestmann, S. & Krakauer, J. W. (2015). The uses and interpretations of the motor-evoked potential for understanding behaviour. *Experimental Brain Research*, 233 (3), 679–689.
- Betterham, A. M. & Hopkins, W. G. (2005). Making Meaningful Inferences About Magnitudes. *Sportscience* (9), 6–13.
- Beyer, L. (2014). Motorische Stereotype in der manuellen Medizin. *Manuelle Medizin*, 52 (4), 314–320.
- Beyer, L. & Niemier, K. (2018). Funktionsstörungen am Bewegungssystem. *Manuelle Medizin*, 56 (4), 293–299.
- Bezulska, A., Naczka, M., Adach, Z., Arlet, J. & Celichowski, J. (2018). Sense of extension force and angle of the knee joint are correlated between two generations of men. *Journal of Sports Sciences*, 36 (5), 565–570.
- Bildquelle Y-Balance-Test* (2020, 23. Juni). Zugriff am 23.06.2020. Verfügbar unter <https://www.functionalmovement.com>
- Billat, L. V. (2001). Interval Training for Performance: A scientific and empirical practice: Special recommendations for middle- and long-distance running. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 31 (2), 75–90. Part II: Anaerobic intervall training.
- Billaut, F. & Basset, F. A. (2007). Effect of different recovery patterns on repeated-sprint ability and neuromuscular responses. *Journal of Sports Sciences*, 25 (8), 905–913.

- Billaut, F. & Bishop, D. (2009). Muscle fatigue in males and females during multiple-sprint exercise. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 39 (4), 257–278.
- Birbaumer, N. & Schmidt, R. F. (2017). Allgemeine Physiologie der Großhirnrinde. In R. F. Schmidt, F. Lang & M. Heckmann (Hrsg.), *Physiologie des Menschen* (Lehrbuch, Sonderausgabe der 31. Auflage, S. 164–180). mit Pathophysiologie. Berlin: Springer.
- Birklbauer, J. (2006). *Modelle der Motorik. Eine vergleichende Analyse moderner Kontroll-, Steuerungs- und Lernkonzepte* (Spektrum Bewegungswissenschaft, Bd. 5). Aachen: Meyer & Meyer.
- Biro, A., Griffin, L. & Cafarelli, E. (2007). Reflex gain of muscle spindle pathways during fatigue. *Experimental Brain Research*, 177 (2), 157–166.
- Bishop, C., Read, P., Mc Cubbine, J. & Turner, A. (2021). Vertical and Horizontal Asymmetries are Related to Slower Sprinting and Jump Performance in Elite Youth Female Soccer Players. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 35 (1), 56–63.
- Bishop, C. & Spencer, M. (2004). Determinants of Repeated-Sprint Ability in Well-Trained Team-Sport Athletes and Endurance-Trained Athletes. *Journal of Sports Medicine & Physical Fitness*, 44 (1-7).
- Bishop, D. (2012). Fatigue during intermittent-sprint exercise. *Clinical & Experimental Pharmacology & Physiology*, 39 (9), 836–841.
- Bishop, D., Edge, J. & Goodman, C. (2004). Muscle buffer capacity and aerobic fitness are associated with repeated-sprint ability in women. *European Journal of Applied Physiology*, 92 (4-5), 540–547.
- Bishop, D., Girard, O. & Mendez-Villanueva, A. (2011). Repeated-Sprint Ability - Part II: Recommendations for Training. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 41 (9), 741–756.
- Bisson, E. J., McEwen, D., Lajoie, Y. & Bilodeau, M. (2011). Effects of Ankle and Hip Muscle Fatigue on Postural Sway and Attentional Demands during unipedal Stance. *Gait & Posture*, 33 (1), 83–87.
- Blain, G. M., Magnum, T. S., Sidhu, S. K., Weavil, J., Hureau, T. J., Jesssob, J.E. et al. (2016). Group III&IV muscle afferents limit the intramuscular metabolic perturbation during whole body exercise in humans. *Journal of Physiology*, 594 (18), 5303–5315.
- Blottner, D. (2010). Funktionelle Anatomie der Sklettmuskulatur. In H.-W. Müller-Wohlfahrt, P. Uebliacker & L. Hänsel (Hrsg.), *Muskelerkrankungen im Sport* (S. 22–75). Thieme.
- Boccia, G., Dardanello, D., Tarperi, C., F., L., La Torre, A., Pellegrini, B. et al. (2018). Women show similar central and peripheral fatigue to men after half-marathon. *European Journal of Sport Science*, 18 (5), 695–704.
- Borg, G. (1990). Psychophysical scaling with applications in physical work and the perception of exertion. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*, 16 Suppl 1, 55–58.
- Borg, G. (2004). Anstrengungsempfinden und körperliche Aktivität. *Deutsches Ärzteblatt*, 101 (15), 1016–1021.
- Borotikar, B., Newcomer, R., Koppes, R. & Mc Lean, S. (2008). Combined effects of fatigue and decision making on female lower limb landing postures: Central and peripheral contributions to ACL injury risk. *Clinical Biomechanics*, 23 (1), 81–92.
- Bortz, J. & Döring, N. (2009). *Forschungsmethoden und Evaluation. Für Human- und Sozialwissenschaftler* (Springer-Lehrbuch, 4. überarb. Aufl.). Berlin: Springer-Verl.
- Bös, K., Hänsel, F. & Schott, N. (2004). *Empirische Untersuchungen in der Sportwissenschaft. Planung - Auswertung - Statistik* (2. Aufl.).
- Boullosa, D. A. & Tuimil, J. L. (2009). Postactivation potentiation in distance runners after two different field running protocols. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 23 (5), 1560–1565.
- Boullosa, D. A., Tuimil, J. L., Alegre, L. M., Iglesias, E. & Lusquinos, F. (2011). Concurrent fatigue and potentiation in endurance athletes. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 6 (1), 82–93.
- Bove, M., Faelli, E., Tacchino, A., Lofrano, F., Cogo, C. E. & Ruggeri, P. (2007). Postural control after a strenuous treadmill exercise. *Neuroscience Letters*, 418 (3), 276–281.
- Brazen, D. M., Todd, M. K., Ambegaonkar, J. P., Wunderlich, R. & Peterson, C. (2010). The effect of fatigue on landing biomechanics in single-leg drop landings. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 20 (4), 286–292.
- Brenner, B. (2010). Physiologische Grundlagen und sportphysiologische Aspekte. In H.-W. Müller-Wohlfahrt, P. Uebliacker & L. Hänsel (Hrsg.), *Muskelerkrankungen im Sport* (S. 56–74). Thieme.
- Bressel, E., Yonker, J., Kras, J. & Heath, E. (2007). Comparison of Static and Dynamic Balance in Female Collegiate Soccer, Basketball and Gymnastics Athletes. *Journal of Athletic Training*, 42 (1), 42–46.
- Brito, J., Fontes, I., Ribeiro, F., Raposo, A., Krstrup, P. & Rebelo, A. (2012). Postural stability decreases in elite young soccer players after a competitive soccer match. *Physical Therapy in Sport*, 13 (3), 175–179.

- Brockett, C., Warren, N., Gregory, J.E., Morgan, D.L. & Proske, U. (1997). A comparison of the effects of concentric versus eccentric exercise on force and position sense at the human elbow joint. *Brain Research*, 771 (2), 251–258.
- Brughelli, M., Cronin, J., Levin, G. & Chaouachi, A. (2008). Understanding change of direction ability in sport. A review of resistance training studies. *Sports Medicine*, 38 (12), 1045–1063.
- Buchheit, M. (2017). Want to see my report coach? Sport Science Reporting in the Real World. *Aspetar Sports Medicine Journal*, 6, 36-43.
- Buchheit, M., Kuitunen, S., Voss, B., Williams, B. K., Mendez-Villaneuva, A. & Bourdon, P. C. (2012). Physiological Strain Associated with High-Intensity Hypoxic Intervals in Highly Trained Young Runners. *Strength and Conditioning Research*, 26 (1), 94–105.
- Buchheit, M. & Laursen, P. (2013a). High-intensity interval training, solutions to the programming puzzle. Part I: cardiopulmonary emphasis. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 43 (5), 313–338.
- Buchheit, M. & Laursen, P. (2013b). High-intensity interval training, solutions to the programming puzzle. Part II. Anaerobic energy, neuromuscular load and practical applications. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 43 (10), 927–954.
- Buchheit, M. & Laursen, P. (2019a). Physiological Targets of HIIT. In P. Laursen & M. Buchheit (Hrsg.), *Science and Application of High-Intensity Interval Training. Solutions to the Programming Puzzle* (S. 33–50). Human Kinetics, Inc.
- Buchheit, M. & Laursen, P. (2019b). Using HIIT Weapons. In P. Laursen & M. Buchheit (Hrsg.), *Science and application of high-intensity interval training* (S. 73–117). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Bühner, M. & Ziegler, M. (2017). *Statistik für Psychologen und Sozialwissenschaftler* (Psychologie, 2. überarb. und erw. Aufl.). Hallbergmoos: Pearson.
- Burgomaster, K. A., Howarth, K. R., Phillips, S. M., Rakobowchuk, M., Macdonald MJ, McGee, S. L. et al. (2008). Similar metabolic adaptations during exercise after low volume sprint interval and traditional endurance training in humans. *The Journal of Physiology*, 586 (1), 151–160.
- Burnley, M. & Jones, A. M. (2018). Power-Duration Relationship. Physiology, fatigue, and the limits of human performance. *European Journal of Sport Science*, 18 (1), 1–12.
- Butcher-Mokha, M., Jacobs, N., Kimitake, S. & Ludwig, K.M. (Hrsg.). (2006). *Pre-Season Dynamic Stabilization Measures in five Collegiate Teams*.
- Carcia, C. R., Kivlan, B. & Scibek, J. (2011). The Relationship between lower Extremity Closed Kinetic Chain Strength & Sagittal Plane Landing Kinematics in Female Athletes. *International Journal of Sports Physical Therapie*, 6 (1), 1–9.
- Cardinale, M., Newton, R. & Nosaka, K. (2011). *Strength and Conditioning. Biological Principles and Practical Applications*. Chichester, West Sussex, UK: John Wiley & Sons.
- Changela, P. K. & Ramaprabhu, K. S. (2012). A Study to Evaluate the effect of Fatigue on Knee Joint Proprioception and Balance in Healthy Individuals. *International Journal of Scientific and Research Publications*, 2 (3), 1-4.
- Chappell, J. D., Herman, D. C., Knight, B. S., Kirkendall, D. T., Garrett, W. E. & Yu, B. (2005). Effect of fatigue on knee kinetics and kinematics in stop-jump tasks. *The American Journal of Sports Medicine*, 33 (7), 1022–1029.
- Chimera, N. J. & Warren, M. (2016). Use of clinical movement screening tests to predict injury in sport. *World Journal of Orthopedics*, 7 (4), 202–217.
- Chtara, M., Rouissi, M., Bragazzi, N. L., Owen, A. L., Haddad, M. & Chamari, K. (2018). Dynamic Balance Ability in Young Elite Soccer Players: Implication of Isometric Strength. *Journal of Sports Medicine & Physical Fitness*, 58 (4), 414–420.
- Chycki, J., Zajac, A., Michalczyk, M., Maszczyk, A. & Langfort, J. (2019). Hormonal and metabolic substrate status in response to exercise in men of different phenotype. *Endocrine Connections*, 8 (7), 814–821.
- Cipryan, L., Tschakert, G. & Hofmann, P. (2017). Acute and Post-Exercise Physiological Responses to High-Intensity Interval Training in Endurance and Sprint Athletes. *Journal of Sports Science & Medicine*, 16, 219–229.
- Clarke, N., Farthing, J. P., Lanovaz, J. L. & Krentz, J. R. (2015). Direct and indirect measurement of neuromuscular fatigue in Canadian football players. *Applied Physiology, Nutrition and Metabolism*, 40 (5), 464–473.
- Coh, M., Babic, V. & Maćkała, K. (2010). Biomechanical, Neuromuscular and Methodical Aspects of Running Speed Development. *Journal of Human Kinetics*, 26 (1), 73–81.
- Cohen, J. (1988). *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences. Second Edition*. New York: Lawrence Erlbaum.

- Collins, B. W., Pearcey, G. E. P., Buckle, N. C. M., Power, K. E. & Button, D. C. (2018). Neuromuscular fatigue during repeated sprint exercise: underlying physiology and methodological considerations. *Applied Physiology, Nutrition and Metabolism*, 43 (11), 1166–1175.
- Cone, J.R., Berry, N.T., Goldfarb, A.H., Henson, R.A., Schmitz, R.J., Wiedeman, I. et al. (2012). Effects of an Individualized Soccer Match Simulation on Vertical Stiffness and Impedance. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 26 (8), 2027–2036.
- Cormack, S. J., Newton, R. U., McGuigan, M. R. & Cormie, P. (2008). Neuromuscular and endocrine responses of elite players during an Australian rules football season. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 3 (4), 439–453.
- Cortes, N., Onate, J. & Morrison, S. (2014). Differential effects of fatigue on movement variability. *Gait & Posture*, 39 (3), 888–893.
- Coventry, E., O'Connor, K. M., Hart, B. A., Earl, J. E. & Ebersole, K. T. (2006). The effect of lower extremity fatigue on shock attenuation during single-leg landing. *Clinical Biomechanics*, 21 (10), 1090–1097.
- Cowling, E. J. & Steele, J. R. (2001). Is lower limb muscle synchrony during landing affected by gender? Implications for variations in ACL injury rates. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 11, 263–268.
- Cronström, A., Creaby, M. W., Nae, J. & Ageberg, E. (2016). Gender differences in knee abduction during weight-bearing activities. A systematic review and meta-analysis. *Gait & Posture*, 49, 315–328.
- Da Silva, J. F., Guglielmo, L. G. & Bishop, D. (2010). Relationship Between Different Measures of Aerobic Fitness and Repeated-Sprint Ability in Elite Soccer Players. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 24 (8), 2115–2121.
- Dallinga, J. M., Benjaminse, A. & Lemmink, K. A. P. M. (2012). Which screening tools can predict injury to the lower extremities in team sports? A systematic review. *Sports Medicine*, 42 (9), 791–815.
- Daussin, F. N., Zoll, J., Ponsot, E., Dufour, S. P., Doutreleau, S., Lonsdorfer, E. et al. (2008). Training at high exercise intensity promotes qualitative adaptations of mitochondrial function in human skeletal muscle. *Journal of Applied Physiology*, 104 (5), 1436–1441.
- Dauids, K., Glazier, P., Arajo, D. & Bartlett, R. (2003). Movement Systems as Dynamical Systems. *Sports Medicine*, 33 (4), 245–260.
- Dauids, K., Kingsbury, D., George, K., O'Connell, M. & Stock, D. (1999). Interacting Constraints and the Emergence of Postural Behavior in ACL-Deficient Subjects. *Journal of Motor Behavior*, 31 (4), 358–366.
- Davis, J. M. & Bailey, S. P. (1997). Possible Mechanisms of Central Nervous System Fatigue during Exercise. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 29 (1), 45–57.
- Dawson, B., Goodman, C., Lawrence, S., Preen, D., Polglaze, T., Fitzsimons, M. et al. (1997). Muscle phosphocreatine repletion following single and repeated short sprint efforts. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 7 (4), 206–213.
- Delahunt, E., Monaghan, K. & Caulfield, B. (2006). Changes in lower limb kinematics, kinetics, and muscle activity in subjects with functional instability of the ankle joint during a single leg drop jump. *Journal of Orthopaedic Research*, 24 (10), 1991–2000.
- Demarie, S., Koralsztein, J. P. & Billat, V. (2000). Time limit and time at VO₂max during a continuous and an intermittent run. *Journal of Sports Medicine & Physical Fitness*, 40, 96–102.
- Dempsey, J. A., Amann, M., Romer, L. M. & Miller, J. D. (2008). Respiratory system determinants of peripheral fatigue and endurance performance. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 40 (3), 457–461.
- Derave, W., Tombeux, N., Cottyn, J., Pannier, J. L. & Clercq, D. de (2002). Treadmill exercise negatively affects visual contribution to static postural stability. *International Journal of Sports Medicine*, 23 (1), 44–49.
- Derrick, T. R., Dereu, D. & McLean, S. P. (2002). Impacts and kinematic adjustments during an exhaustive run. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 34 (6), 998–1002.
- Diez, V. (2000). Neuronale Kontrolle automatischer funktioneller Bewegungsabläufe: Wechselbeziehung zwischen zentraler Programmierung und afferenter Information. In L. Zichner (Hrsg.), *Neuromuskuläre Dysbalancen* (Rheumatologie, Orthopädie, Bd. 7, 4., unveränd. Aufl, S. 59–72). Nürnberg: Novartis Pharma Verl.
- Dittrich, N., Lucas, R. D., Maioral, M. F., Diefenthaler, F. & Guglielmo, L. G. A. (2013). Continuous and intermittent running to exhaustion at maximal lactate steady state. Neuromuscular, biochemical and endocrinal responses. *Journal of Science & Medicine in Sport*, 16 (6), 545–549.

- Donath, L., Kurz, E., Roth, R., Hanssen, H., Schmidt-Trucksäss, A., Zahner, L. et al. (2015). Does a single session of high-intensity interval training provoke a transient elevated risk of falling in seniors and adults? *Gerontology*, 61 (1), 15–23.
- Donath, L., Roth, R., Zahner, L. & Faude, O. (2012). Testing single and double limb standing balance performance: Comparison of COP path length evaluation between two devices. *Gait & Posture*, 36 (3), 439–443.
- Du Prey, K. M., Liu, K., Cronholm, P. F., Reisman, A. S., Collina, S. J., Webner, D. et al. (2016). Baseline Time to Stabilization Identifies Anterior Cruciate Ligament Rupture Risk in Collegiate Athletes. *The American Journal of Sports Medicine*, 44 (6), 1487–1491.
- Duffield, R. & Coutts, A. J. (2011). Fatigue and the Regulation of Exercise Intensity during Team Sport Matches. In F. E. Marino (Hrsg.), *Regulation of Fatigue in Exercise. Physiology-Laboratory and Clinical Research* (S. 117–136). Hauppauge, N.Y: Nova Science Publishers.
- Duhamel, T. A., Green, H. J., Sandiford, S. D., Perco, J. G. & Ouyang, J. (2004). Effects of progressive exercise and hypoxia on human muscle sarcoplasmic reticulum function. *Journal of Applied Physiology*, 97 (1), 188–196.
- Dupont, G., Millet, G.e. P., Guinhouya, C. & Berthoin, S. (2005). Relationship between oxygen uptake kinetics and performance in repeated running sprints. *European Journal of Applied Physiology*, 95 (1), 27–34.
- Dutka, T. L., Cole, L. & Lamb, G. D. (2005). Calcium phosphate precipitation in the sarcoplasmic reticulum reduces action potential-mediated Ca²⁺ release in mammalian skeletal muscle. *American Journal of Physiology. Cell Physiology*, 289 (6), 1502-12.
- Edge, J., Bishop, D., Goodman, C. & Dawson, B. (2005). Effects of high- and moderate-intensity training on metabolism and repeated sprints. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 37 (11), 1975–1982.
- Edin, B. (2001). Cutaneous afferents provide information about knee joint movements in humans. *The Journal of Physiology*, 531 (1), 289–297.
- Edwards, A. & Polman, R. (2012). *Pacing in Sport and Exercise. A Psychophysiological Perspective* (Sports and athletics preparation, performance, and psychology). Hauppauge, NY: Nova Science Publisher's.
- Egan, B. & Zierath, J. R. (2013). Exercise metabolism and the molecular regulation of skeletal muscle adaptation. *Cell Metabolism*, 17 (2), 162–184.
- Ekstrand, J. (2017). Overview of Football Injuries. In J. Ekstrand (Hrsg.), *Encyclopedia of football medicine. Injury Diagnosis and Treatment* (S. 1–12). Volume 2. Stuttgart: Thieme.
- Ekstrand, J., Hagglund, M. & Walden, M. (2011). Injury incidence and injury patterns in professional football: the UEFA injury study. *British Journal of Sports Medicine*, 45 (7), 553–558.
- Emery, C. A. (2005). Effectiveness of a home-based balance-training program in reducing sports-related injuries among healthy adolescents: a cluster randomized controlled trial. *Canadian Medical Association Journal*, 172 (6), 749–754.
- Enoka, R. M. & Duchateau, J. (2008). Muscle fatigue. What, why and how it influences muscle function. *The Journal of Physiology*, 586 (1), 11–23.
- Erkmen, N., Taşkin, H., Sanioğlu, A., Kaplan, T. & Baştürk, D. (2010). Relationships between Balance and Functional Performance in Football Players. *Journal of Human Kinetics*, 26 (1), 21–29.
- Faul, F., Erdfelder, E., Land, A. G. & Buchner, A. (2007). G*Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behavior Research Methods*, 39 (2), 175–191.
- Fernandez-del-Olmo, M., Rodriguez, F. A., Marquez, G., Iglesias, X., Marina, M., Benitez, A. et al. (2013). Isometric knee extensor fatigue following a Wingate test: Peripheral and central mechanisms. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 23 (1), 57–65.
- Ferrari Bravo, D., Impellizzeri, F. M., Rampinini, E., Castagna, C., Bishop, D. & Wisloff, U. (2008). Sprint vs. Interval Training in Football. *International Journal of Sports Medicine*, 29 (8), 668–674.
- Finch, C. F., Williamson, A. & O'Brien, B. (2011). An Overview of the Epidemiological Evidence Linking Injury Risk to Fatigue in Sport: Needs and Opportunities. In F. E. Marino (Hrsg.), *Regulation of Fatigue in Exercise. Physiology-Laboratory and Clinical Research* (S. 155–176). Hauppauge, N.Y: Nova Science Publishers.
- Fitts, R. H. (2008). The cross-bridge cycle and skeletal muscle fatigue. *Journal of Applied Physiology*, 104 (2), 551–558.
- Fleischmann, J., Gehring, D., Mornieux, G. & Gollhofer, A. (2010). Load-dependent movement regulation of lateral stretch shortening cycle jumps. *European Journal of Applied Physiology*, 110 (1), 177–187.

- Fleischmann, J., Gehring, D., Mornieux, G. & Gollhofer, A. (2011). Task-specific initial impact phase adjustments in lateral jumps and lateral landings. *European Journal of Applied Physiology*, 111 (9), 2327–2337.
- Fong, C. M., Blackburn, J. T., Norcross, M. F., McGrath, M. & Padua, D. A. (2011). Ankle-dorsiflexion range of motion and landing biomechanics. *Journal of Athletic Training*, 46 (1), 5–10.
- Fong, D. T., Hong, Y., Chan, L. K., Yung, P. S. & Chan, K. M. (2007). A systematic review on ankle injury and ankle sprain in sports. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 37 (1), 73–94.
- Forestier, N. & Nougier, V. (1998). The effects of muscular fatigue on the coordination of a multijoint movement in human. *Neuroscience Letters*, 252 (3), 187–190.
- Fox, Z. G., Mihalik, J. P., Blackburn, J. T., Battaglini, C. L. & Guskiewicz, K. M. (2008). Return of postural control to baseline after anaerobic and aerobic exercise protocols. *Journal of Athletic Training*, 43 (5), 456–463.
- Fransz, D. P., Huurnink, A., de Boode, V. A., Kingma, I. & van Dieën, J. H. (2015). Time to stabilization in single leg drop jump landings: An examination of calculation methods and assessment of differences in sample rate, filter settings and trial length on outcome values. *Gait & Posture*, 41 (1), 63–69.
- Freiwald, J. (2013). *Optimales Dehnen. Sport - Prävention - Rehabilitation* (2., überarb. Aufl.). Balingen: Spitta Verlag.
- Freiwald, J., Arampatzis, A., Grim, C., Kriffter, R., Schmitt, H. & Nührenböcker, C. (2017). Faszien-Bedeutung in Sport und Therapie. In M. Engelhardt (Hrsg.), *Muskel- und Sehnenverletzungen. GOTS-Expertenmeeting Burg/Spreewald vom 26.05.-29.05.2016* (1. Auflage, S. 85–106). Jena: Verlag-Comptoir Rolle.
- Freiwald, J., Engelhardt, M., Reuter, I., Konrad, P. & Gnewuch, A. (1997). Die nervöse Versorgung des Kniegelenkes. Sensorische Versorgung - Afferente Fortleitung -Verschaltung. *Wiener Medizinische Wochenschrift*, 47 (23), 531–541. Themenheft: „Kniegelenk“.
- Freiwald, J., Pieper, S. & Baumgart, C. (2009). Prävention, Rehabilitation und Sport. *Output* (2), 24–28.
- Fröhlich, M. & Pieter, A. (2009). Cohen´s Effektstärken als Mass der Bewertung von praktischer Relevanz. Implikationen für die Praxis. *Schweizerische Zeitschrift für Sportmedizin und Traumatologie*, 57, 140–143.
- Gage, W. H., Winter, D. A., Frank, J. S. & Adkin, A. L. (2004). Kinematic and kinetic validity of the inverted pendulum model in quiet standing. *Gait & Posture*, 19 (2), 124–132.
- Gaitanos, G. C., Williams, C., Boobis, L. H. & Brooks, S. (1993). Human muscle metabolism during intermittent maximal exercise. *Journal of Applied Physiology*, 75 (2), 712–719.
- Gandevia, S. C. (2001). Spinal and Supraspinal Factors in Human Muscle Fatigue. *Physiological Reviews*, 81 (4), 1725–1789.
- García-Pinillos, F., Párraga-Montilla, J. A., Soto-Hermoso, V. M. & Latorre-Román, P. A. (2016). Changes in balance ability, power output, and stretch-shortening cycle utilisation after two high-intensity intermittent training protocols in endurance runners. *Journal of Sport & Health Science*, 5 (4), 430–436.
- García-Pinillos, F., Soto-Hermoso, V. M. & Latorre-Román, P. A. (2017). How does high-intensity intermittent training affect recreational endurance runners? Acute and chronic adaptations. A systematic review. *Journal of Sport & Health Science*, 6 (1), 54–67.
- García-Pinillos, P., Soto-Hermoso, V. M. & Latorre-Román, P.A. (2015). Acute Effects of Extended Interval Training on Countermovement Jump and Handgrip Strength Performance in Endurance Athletes Postactivation Potentiation. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 29 (1), 11–21.
- Gastrin, P. B. (2001). Energy System Interaction and Relative Contribution During Maximal Exercise. *Sports Medicine*, 31 (10), 725–741.
- Gautier, G., Thouvarcq, R. & Larue, J. (2008). Influence of Experience on Postural Control: Effect of Expertise in Gymnastics. *Journal of Motor Behavior*, 40 (5), 400–408.
- Gear, W. S. (2011). Effect of different levels of localized muscle fatigue on knee position sense. *Journal of Sports Science & Medicine*, 10 (4), 725–730.
- Gerlach, K. E., White, S. C., Burton, H. W., Dorn, J. M., Leddy, J. J. & Horvath, P. J. (2005). Kinetic changes with fatigue and relationship to injury in female runners. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 37 (4), 657–663.
- Gibala, M. J. & Jones, B. (2013). Physiological and Performance adaptations to High-Intensity Interval Training. In van Loon, L. J. C. & R. Meeusen (Hrsg.), *Limits of human endurance* (Nestlé Nutrition Institute Workshop Series, vol. 76, S. 51–60). Basel, (Switzerland): Karger, Nestlé Nutrition Institute.

- Gibala, M. J., Little, J. P., van Essen, M., Wilkin, G. P., Burgomaster, K. A., Safdar, A. et al. (2006). Short-term sprint interval versus traditional endurance training. Similar initial adaptations in human skeletal muscle and exercise performance. *The Journal of Physiology*, 575 (3), 901–911.
- Giboin, L. S., Gruber, M. & Kramer, A. (2015). Task-Specificity of Balance Training. *Human Movement Science*, 44, 22–31.
- Giboin, L.-S., Gruber, M. & Kramer, A. (2019). Motor learning of a dynamic balance task: Influence of lower limb power and prior balance practice. *Journal of Science & Medicine in Sport*, 22 (1), 101–105.
- Girard, O., Bishop, D. & Racinais, S. (2013). Neuromuscular adjustments of the quadriceps muscle after repeated cycling sprints. *PLoS ONE*, 8 (5), e61793.
- Girard, O., Mendez-Villanueva, A. & Bishop, D. (2011). Repeated-Sprint Ability – Part I. *Sports Medicine*, 41 (8), 673–694.
- Girard, O., Micallef, J.-P. & Millet, G. P. (2011). Changes in spring-mass model characteristics during repeated running sprints. *European Journal of Applied Physiology*, 111 (1), 125–134.
- Girard, O., Racinais, S., Micallef, J.-P. & Millet, G. P. (2011). Spinal modulations accompany peripheral fatigue during prolonged tennis playing. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 21 (3), 455–464.
- Givoni, N. J., Pham, T., Allen, T. J. & Proske, U. (2007). The effect of quadriceps muscle fatigue on position matching at the knee. *The Journal of Physiology*, 584 (1), 111–119.
- Glaister, M. (2006). Multiple Sprint Work. Physiological Responses, Mechanisms of Fatigue and the Influence of Aerobic Fitness. *Sports Medicine*, 35 (9), 757–777.
- Gokeler, A., Welling, W., Benjaminse, A., Lemmink, K. A. P.M., Seil, R. & Zaffagnini, S. (2017). A critical analysis of limb symmetry indices of hop tests in athletes after anterior cruciate ligament reconstruction. A case control study. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, 103 (6), 947–951.
- Goodall, S., Charlton, K., Howatson, G. & Thomas, K. (2015). Neuromuscular Fatigability during Repeated-Sprint Exercise in Male Athletes. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 47 (3), 528–536.
- Gorostiaga, E. M., Asiain, X., Izquierdo, M. & Postigo, A. (2010). Vertical Jump Performance and Blood Ammonia and Lactate Levels During Typical Training Sessions In Elite 400-m Runners. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 24 (4), 1138–1149.
- Granacher, U. (2004). *Neuromuskuläre Leistungsfähigkeit im Alter(>60): Auswirkungen von Kraft- und Sensomotorischem Training*. Inaugural-Dissertation. Albert-Ludwigs-Universität Freiburg, Freiburg.
- Granacher, U. & Gollhofer, A. (2011). Is There an Association Between Variables of Postural Control and Strength in Adolescents? *Journal of Strength & Conditioning Research*, 25 (6), 1718–1725.
- Granacher, U., Gollhofer, A. & Kriemler, S. (2010). Effects of Balance Training on Postural Sway, Leg Extensor Strength, and Jumping Height in Adolescents. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 81 (3), 245–251.
- Granacher, U., Gruber, M., Förderer, D., Strass, D. & Gollhofer, A. (2010). Effects of ankle fatigue on functional reflex activity during gait perturbations in young and elderly men. *Gait & Posture*, 32 (1), 107–112.
- Granacher, U., Mühlbauer, T. & Gruber, M. (2012). A Qualitative Review of Balance and Strength Performance in Healthy Older Adults: Impact for Testing and Training. *Journal of Aging Research*, 2012 (26), 1–16.
- Granacher, U. & Prieske, O. (Universität Potsdam Humanwissenschaftliche Fakultät, Forschungsschwerpunkt Kognitionswissenschaft, Hrsg.). *Kings Studie. Krafttraining im Nachwuchsleistungssport*, Professur für Trainings- und Bewegungswissenschaft der Universität. Zugriff am 23.02.2021. Verfügbar unter <https://www.uni-potsdam.de/kraftprojekt/testbatterie.php>
- Greig, M. & McNaughton, L. (2014). Soccer-specific Fatigue Decreases Reactive Postural Control with Implications for Ankle Sprain Injury. *Research in Sports Medicine*, 22 (4), 368–379.
- Greig, M. & Walker-Johnson, C. (2007). The influence of soccer-specific fatigue on functional stability. *Physical Therapy in Sport*, 8 (4), 185–190.
- Gribble, P. A. & Hertel, J. (2004). Effect of hip and ankle muscle fatigue on unipedal postural control. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 14 (6), 641–646.
- Gribble, P. A., Hertel, J. & Plisky, P. (2012). Using the Star Excursion Balance Test to assess Dynamic Postural-Control Deficits and Outcomes in Lower Extremity Injury. A literature and systematic review. *Journal of Athletic Training*, 47 (3), 339–357.
- Gribble, P. A., Mitterholzer, J. & Myers, A. N. (2012). Normalizing considerations for time to stabilization assessment. *Journal of Science & Medicine in Sport*, 15 (2), 159–163.

- Gribble, P. A., Robinson, R. H., Hertel, J. & Denegar, C. R. (2009). The effects of gender and fatigue on dynamic postural control. *Journal of Sport Rehabilitation*, 18 (2), 240–257.
- Gruet, M., Temesi, J., Rupp, T., Levy, P., Verges, S. & Millet, G. Y. (2014). Dynamics of corticospinal changes during and after high-intensity quadriceps exercise. *Experimental Physiology*, 99 (8), 1053–1064.
- Guidetti, L., Franciosi, E., Gallotta, M. C., Emerenziani, G. P. & Baldari, C. (2011). Postural control after a prolonged treadmill run at individual ventilatory and anaerobic threshold. *Journal of Sports Science & Medicine*, 10 (3), 515–519.
- Güllich, A. & Schmidtbleicher, D. (1999). Struktur der Krafftigkeiten und ihrer Trainingsmethoden. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 50 (7-8), 223–234.
- Gunnarsson, T. P., Christensen, P. M., Holse, K., Christiansen, D. & Bangsbo, J. (2012). Effect of additional speed endurance training on performance and muscle adaptations. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 44 (10), 1942–1948.
- Gustavsson, A., Neeter, C., Thomeé, P., Silbernagel, K. G., Augustsson, J., Thomeé, R. et al. (2006). A test battery for evaluating hop performance in patients with an ACL injury and patients who have undergone ACL reconstruction. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 14 (8), 778–788.
- Gutierrez, G. M., Kaminski, T. W. & Douex, A. T. (2009). Neuromuscular control and ankle instability. *PM & R: The Journal of Injury, Function and Rehabilitation*, 1 (4), 359–365.
- Hamill, J., Palmer, C. & van Emmerik, R. A. E. (2012). Coordinative variability and overuse injury. *Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation, Therapy & Technology*, 4 (1), 95.
- Han, J., Anson, J., Waddington, G., Adams, R. & Liu, Y. (2015). The Role of Ankle Proprioception for Balance Control in relation to Sports Performance and Injury. *BioMed Research International*.
- Hanon, C., Thépaut-Mathieu, C. & Vandewalle, H. (2005). Determination of muscular fatigue in elite runners. *European Journal of Applied Physiology*, 94 (1-2), 118–125.
- Hargreaves, M. (2008). Performance limitations due to substrate availability. In N. Taylor & H. Groeller (Hrsg.), *Physiological Bases of Human Performance During Work and Exercise* (1. Ed, S. 127–133). Edinburgh: Churchill Livingstone/Elsevier.
- Harman, E. A., Rosenstein, M. T., Frykman, P. N. & Rosenstein, R. M. (1990). The effects of arms and countermovement on vertical jumping. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 22 (6), 825–833.
- Harshbarger, N. D., Anderson, B. E. & Lam, K. C. (2018). Is There a Relationship Between the Functional Movement Screen, Star Excursion Balance Test, and Balance Error Scoring System? *Clinical Journal of Sport Medicine*, 28 (4), 389–394.
- Hegedus, E. J., Mc Donough, S., Bleakley, C., Cook, C. E. & Baxter, G. D. (2015). Clinician-friendly lower extremity physical performance measures in athletes. A systematic review of measurement properties and correlation with injury, part 1. The tests for knee function including the hop tests. *British Journal of Sports Medicine*, 49 (10), 642–648.
- Helgerud, J., Hoydal, K., Wang, E., Karlsen, T., Berg, P., Bjerkaas, M. et al. (2007). Aerobic High-Intensity Intervals Improve Aerobic High-Intensity Intervals Improve VO₂ max More Than Moderate Training. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 39 (4), 665–671.
- Hertel, J. (2002). Functional Anatomy, Pathomechanics, and Pathophysiology of Lateral Ankle Instability. *Journal of Athletic Training*, 37 (4), 364–375.
- Hertel, J. (2008). Sensorimotor deficits with ankle sprains and chronic ankle instability. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 27 (3), 353–370.
- Hewitt, J. K., Cronin, J. B. & Hume, P. A. (2012). Asymmetry in multi-directional jumping tasks. *Physical Therapy in Sport*, 13 (4), 238–242.
- Hiemstra, L. A., Lo, I. K. & Fowler, P. J. (2001). Effect of fatigue on knee proprioception. Implications for dynamic stabilization. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 31 (10), 598–605.
- Hill, A. V., Long, C. N. H. & Lupton, H. (1924). Muscular exercise, lactic acid and the supply and utilisation of oxygen. Parts VII-VIII. *Proc. R. Soc. Lond. B*, 97 (682), 155–176.
- Hilty, L., Langer, N., Pascual-Marqui, R., Boutellier, U. & Lutz, K. (2011). Fatigue-induced increase in intracortical communication between mid/anterior insular and motor cortex during cycling exercise. *European Journal of Neuroscience*, 34 (12), 2035–2042.
- Hilty, L., Lutz, K., Maurer, K., Rodenkirch, T., Spengler, C. M., Boutellier, U. et al. (2011). Spinal opioid receptor-sensitive muscle afferents contribute to the fatigue-induced increase in intracortical inhibition in healthy humans. *Experimental Physiology*, 96 (5), 505–517.
- Hitzschke, B., Holst, T., Ferrauti, A., Meyer, T., Pfeiffer, M. & Kellmann, M. (2016). Entwicklung des Akutmaßes zur Erfassung von Erholung und Beanspruchung im Sport. *Diagnostica*, 62 (4), 212–226.

- Hoch, M. C., Farwell, K. E., Gaven, S. L. & Weinhandl, J. T. (2015). Weight-Bearing Dorsiflexion Range of Motion and Landing Biomechanics in Individuals With Chronic Ankle Instability. *Journal of Athletic Training*, 50 (8), 833–839.
- Hoch, M. C., Gaven, S. L. & Weinhandl, J. T. (2016). Kinematic predictors of star excursion balance test performance in individuals with chronic ankle instability. *Clinical Biomechanics*, 35, 37–41.
- Hoch, M. C. & Mc Keon, P. O. (2011). Joint mobilization improves spatiotemporal postural control and range of motion in those with chronic ankle instability. *Journal of Orthopaedic Research*, 29 (3), 326–332.
- Hoch, M. C., Staton, G. S., M. McKeon, J. M., M., C. G. & McKeon, P. O. (2012). Dorsiflexion and dynamic postural control deficits are present in those with chronic ankle instability. *Journal of Science & Medicine in Sport*, 15 (6), 574–579.
- Hodgson, M., Docherty, D. & Robbins, D. (2005). Post-Activation Potentiation: Underlying Physiology and Implications for Motor Performance, 35 (7), 585–595.
- Hopkins, W. G. (2004). *How to Interpret Changes in an Athletic Performance Test*. SportsScience: 8. Verfügbar unter sports.org/jour/04/wghtests.htm
- Hopkins, W. G. (2006). Spreadsheets for Analysis of Controlled Trials. *SportsScience* (10), 46–50. Verfügbar unter sports.org/2006/wghcontrial.htm
- Hopkins, W. G. (2009). The Improbable Central Governor of Maximal Endurance Performance. *SportsScience*, 13, 9–12.
- Hopkins, W. G., Marshall, S. W., Batterham, A. M. & Hanin, J. (2009). Progressive Statistics for Studies in Sports Medicine and Exercise Science. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 41 (1), 3–13.
- Hoppe, M. W., Freiwald, J., Baumgart, C., Born, D. P., Reed, J. L. & Sperlich, B. (2015). Relationship between core strength and key variables of performance in elite rink hockey players. *The Journal of Sports Medicine & Physical Fitness*, 55 (3), 150–157.
- Horak, F.B., Henry, F.M. & Shumway-Cook, A. (1997). Postural Perturbations: New Insights for Treatment and Balance Disorders. *Physical Therapy*, 77 (5), 517–533.
- Horita, T., Komi, P. V., Nicol, C. & Kyrilinen, H. (1996). Stretch shortening cycle fatigue. Interactions among joint stiffness, reflex, and muscle mechanical performance in the drop jump. *European Journal of Applied Physiology & Occupational Physiology*, 73 (5), 393–403.
- Horlings, C. G. C., van Engelen, B. G. M., Allum, J. H. J. & Bloem, B. R. (2008). A weak balance: The contribution of muscle weakness to postural instability and falls. *Nature Clinical Practice. Neurology*, 4 (9), 504–515.
- Hrysomallis, C. (2011). Balance Ability and Athletic Performance. *Sports Medicine*, 41 (3), 221–232.
- Huffman, D. M., Altena, T. S., Mawhinney, T. P. & Thomas, T. R. (2004). Effect of n-3 fatty acids on free tryptophan and exercise fatigue. *European Journal of Applied Physiology*, 92 (4-5), 584–591.
- Huurnink, A., Fransz, D. P., Kingma, I., Boode, V. A. de & van Dieën, J. H. (2019). The assessment of single-leg drop jump landing performance by means of ground reaction forces. A methodological study. *Gait & Posture*, 73, 80–85.
- Iaia, F. M., Perez-Gomez, J., Thomassen, M., Nordsborg, N. B., Hellsten, Y. & Bangsbo, J. (2011). Relationship between performance at different exercise intensities and skeletal muscle characteristics. *Journal of Applied Physiology*, 110 (6), 1555–1563.
- Iaia, F. M., Rampinini, E. & Bangsbo, J. (2009). High-intensity training in football. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 4 (3), 291–306.
- Iguchi, M. & Shields, R. K. (2012). Cortical and segmental excitability during fatiguing contractions of the soleus muscle in humans. *Clinical Neurophysiology: Official Journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*, 123 (2), 335–343.
- Inoue, Y., Otania, Y., Naruse, S., Goto, M., Nananba, Y. & Kashiwa, Y. (2015). Relationships between Lower-extremity Muscle Strength and the Modified Star Excursion Balance Test in Adolescent Female Soccer Players. *Rigakuryoho Kagaku*, 30 (6), 853–856.
- Izquierdo, M., Aguado, X., Gonzalez, R., Lopez, J.L. & Häkkinen, K. (1999). Maximal and explosive force production capacity and balance performance in men of different ages. *European Journal of Applied Physiology*, 79 (260-267).
- Jeukendrup, A. E. (2002). Regulation of Fat Metabolism in Skeletal Muscle. *Annals of the New York Academy of Science*, 967, 217–235.
- Johannsen, H. V., Lind, T., Jakobsen, B. W. & Krøner, K. (1989). Exercise-induced knee joint laxity in distance runners. *British Journal of Sports Medicine*, 23 (3), 165–168.
- Johnston, W., Dolan, K., Reid, N., Coughlan, G. F. & Caulfield, B. (2017). Investigating the Effects of Maximal Anaerobic Fatigue on Dynamic Postural Control using the Y-Balance Test. *Journal of Science & Medicine in Sport*.

- Jones, R. M., Cook, C. C., Kilduff, L. P., Milanović, Z., J., N., Sporiš, G. et al. (2013). Relationship between repeated sprint ability and aerobic capacity in professional soccer players. *The Scientific World Journal*, 5.
- Kelly, L. A., Lichtwark, G. & Cresswell, A. G. (2015). Active regulation of longitudinal arch compression and recoil during walking and running. *Journal of the Royal Society, Interface*, 12 (102), 1–8.
- Kennedy, D. S., McNeil, C. J., Gandevia, S. C. & Taylor, J.B. (2016). Effects of fatigue on corticospinal excitability of the human knee extensors. *Experimental Physiology*, 101 (12), 1552-1564.
- Kenney, W. L., Wilmore, J. H. & Costill, D. L. (2015). *Physiology of Sport and Exercise* (6th ed.). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Kernozek, T. W., Torry, M. R. & Iwasaki, M. (2008). Gender Differences in Lower Extremity Landing Mechanics Caused by Neuromuscular Fatigue. *The American Journal of Sports Medicine*, 36 (3), 554–565.
- Keyser, R. E. (2010). Peripheral Fatigue: High-Energy Phosphates and Hydrogen Ions. *PM&R*, 2 (5), 347–358.
- Knicker, A. J., Renshaw, I., Oldham, A. R. & Cairns, S. P. (2011). Interactive processes link the multiple symptoms of fatigue in sport competition. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 41 (4), 307–328.
- Konor, M. M., Morton, S., Eckerson, J. M. & Grindstaff, T. L. (2012). Reliability of three measures of ankle dorsiflexion range of motion. *International Journal of Sports Physical Therapies*, 7 (3), 279–287.
- Koumantakis, G. A., Lountzis, D., Papatsimpas, G., Kentritas, O., Katsiki, X. & Michaleas, P. (2019). Effects of a functional lower extremity fatigue protocol and a 5-minute recovery period on the performance of a single leg hop test for distance in healthy participants. *The Journal of Sports Medicine & Physical Fitness*, 59 (6), 916–924.
- Kramer, A. & Giboin, L. S. (2019). Gleichgewichtstraining: Transfer auf untrainierte Aufgaben? *Sportphysio* (7), 16–21.
- Kubo, K., Morimoto, M., Komuro, T., Tsunoda, N., Kanehisa, H. & Fukunaga, T. (2007). Influences of tendon stiffness, joint stiffness, and electromyographic activity on jump performances using single joint. *European Journal of Applied Physiology*, 99 (3), 235–243.
- Kuchinad, R. A., Ivanova, T. D. & Garland, S. J. (2004). Modulation of motor unit discharge rate and H-reflex amplitude during submaximal fatigue of the human soleus muscle. *Experimental Brain Research*, 158 (3), 345–355.
- Kümmel, J., Kramer, A., Giboin, L. S. & Gruber, M. (2016). Specificity of Balance Training in Healthy Individuals. A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 46 (3).
- Kuni, B., Cárdenas-Montemayor, E., Bangert, Y., Rupp, R., Ales, J., Friedmann-Bette, B. et al. (2014). Impaired Jump Landing After Exercise in Recreational and in High-Performance Athletes. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 28 (8), 2306–2313.
- La Motte, S. J. de, Lisman, P., Gribbin, T. C., Murphy, K. & Deuster, P. A. (2019). Systematic Review of the Association Between Physical Fitness and Musculoskeletal Injury Risk. Part 3-Flexibility, Power, Speed, Balance, and Agility. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 33 (6), 1723–1735.
- Latash, M. L. (2008). *Neurophysiological Basis of Movement* (2nd ed.). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Latash, M. L. (2013). *Fundamentals of Motor Control*: Academic Press.
- Latorre-Román, P. Á., García-Pinillos, F., Martínez-López, E. J. & Soto-Hermoso, V. M. (2014). Concurrent fatigue and postactivation potentiation during extended interval training in long-distance runners. *Motriz: Revista de Educação Física*, 20 (4), 423–430.
- Laube, W. (2009). Physiologie des sensomotorischen Systems. In W. Laube (Hrsg.), *Sensomotorisches System. Physiologisches Detailwissen für Physiotherapeuten; 28 Tabellen* (Physiofachbuch, S. 25–116). Stuttgart: Thieme.
- Laursen, P. & Jenkins, P. B. (2002). The Scientific Basis for High-Intensity. *Sports Medicine*, 32 (1), 53–73.
- Lazarus, R. S. & Folkman, S. (1984). *Stress, Appraisal, and Coping* (11. Aufl.). New York: Springer.
- Lee, D. K., Kang, M. H., Lee, T. S. & Oh, J. S. (2015). Relationships among the Y balance test, Berg Balance Scale and lower limb strength in middle-aged and older females. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, 19 (3), 227–234.
- Lehmann-Horn, F. (2017). Motorische Systeme. In R. F. Schmidt, F. Lang & M. Heckmann (Hrsg.), *Physiologie des Menschen* (Lehrbuch, Sonderausgabe der 31. Auflage, S. 127–162). mit Pathophysiologie. Berlin: Springer.

- Lepers, R., Bigard, A. X., Diard, J. P., Gouteyron, J. F. & Guezennec, C. Y. (1997). Posture control after prolonged exercise. *European Journal of Applied Physiology & Occupational Physiology*, 76 (1), 55–61.
- Lesinski, M., Mühlbauer, T., Büsch, D. & Granacher, U. (2013). Akute Effekte der Postaktivierungspotenzierung auf Kraft- und Schnelligkeitsleistungen bei Sportlern. *Sportverletz Sportschaden*, 27 (3), 147–155.
- Levine, B. D. (2008). VO₂ max: What do we know, and what do we still need to know? *The Journal of Physiology*, 586 (1), 25–34.
- Lin, C.-W., Lin, C.-F., Hsue, B.-J. & Su, F.-C. (2014). A comparison of ballet dancers with different level of experience in performing single-leg stance on retiré position. *Motor Control*, 18 (2), 199–212.
- Linninger, M. & Riemann, B.L. (2016). Statistical Primer for Athletic Trainers: Using Confidence Intervals and Effect Sizes to Evaluate Clinical Meaningfulness. *Journal of Athletic Training*, 51 (12), 1045–1048.
- Linthorne, N. P. (2001). Analysis of standing vertical jumps using a force platform. *American Journal of Physics*, 69, 1198–1204.
- Liu, K., Glutting, J., Wikstrom, E., Gustavsen, G., Royer, T. & Kaminski, T. (2013). Examining the diagnostic accuracy of dynamic postural stability measures in differentiating among ankle instability status. *Clinical Biomechanics*, 28 (13), 211–217.
- Liu, K. & Heise, G. D. (2013). The effect of jump-landing directions on dynamic stability. *Journal of Applied Biomechanics*, 29 (5), 634–638.
- Lockie, R. G., Schultz, A. B., Callaghan, S. J. & Jeffriess, M. D. (2016). The Relationship Between Dynamic Stability and Multidirectional Speed. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 30 (11), 3033–3043.
- Mac Dougall, J. D., Hicks, A. L., Mac Donald, J. R., Mc Kelvie, R. S., Green, H. J. & Smith, K. M. (1998). Muscle performance and enzymatic adaptations to sprint interval training. *Journal of Applied Physiology*, 84 (6), 2138–2142.
- Mac Dougall, J. D. & Sale, D. (2014). *The Physiology of Training for High Performance*. Oxford: Oxford University Press.
- Mac Innis, M. J. & Gibala, M. J. (2017). Physiological adaptations to interval training and the role of exercise intensity. *The Journal of Physiology*, 595 (9), 2915–2930.
- Mac Intosh, B. R., Holash, R. J. & Renaud, J.-M. (2012). Skeletal Muscle Fatigue-Regulation of Excitation-Contraction Coupling to avoid Metabolic Catastrophe. *Journal of Cell Science*, 125 (9), 2105–2114.
- Maeda, N., Urabe, Y., Fujii, E., Moriyama, N., Iwata, S. & Sasadai, J. (2016). The effect of different stretching techniques on ankle joint range of motion and dynamic postural stability after landing. *The Journal of Sports Medicine & Physical Fitness*, 56 (6), 692–698.
- Magalhães, J., Rebelo, A., Oliveira, E., Silva, J. R., Marques, F. & Ascensão, A. (2010). Impact of Loughborough Intermittent Shuttle Test versus soccer match on physiological, biochemical and neuromuscular parameters. *European Journal of Applied Physiology*, 108 (1), 39–48.
- Malmir, K., Olyaei, G. R., Talebian, S., Jamshidi, A. A. & Ganguie, M. A. (2019). Effects of Peroneal Muscles Fatigue on Dynamic Stability Following Lateral Hop Landing. Time to Stabilization Versus Dynamic Postural Stability Index. *Journal of Sport Rehabilitation*, 28 (1), 17–23.
- Marcolin, G., Camazzola, N., Panizzolo, F. A., Grigoletto, D. & Paoli, A. (2018). Different intensities of basketball drills affect jump shot accuracy of expert and junior players. *PeerJ*, 6, e4250.
- Marées, H. d. & Heck, H. (2003). *Sportphysiologie* (Korr. Nachdr. der 9., vollst. überarb. und erw. Aufl.). Köln: Verl. Sport und Buch Strauss.
- Marino, F. E. (2011). The Anticipatory Regulation of Fatigue in Exercise. In F. E. Marino (Hrsg.), *Regulation of Fatigue in Exercise. Physiology-Laboratory and Clinical Research* (S. 101–116). Hauppauge, N.Y: Nova Science Publishers.
- Marks, R. (1994). Effect of exercise-induced fatigue on position sense of the knee. *The Australian Journal of Physiotherapy*, 40 (3), 175–181.
- Martin, P. G., Weerakkody, N., Gandevia, S. C. & Taylor, J. L. (2008). Group III and IV muscle afferents differentially affect the motor cortex and motoneurons in humans. *The Journal of Physiology*, 586 (5), 1277–1289.
- Martin, V., Kerhervé, H., Messonnier, L. A., Banfi, J.-C., Geysant, A., Bonnefoy, R. et al. (2010). Central and peripheral contributions to neuromuscular fatigue induced by a 24-h treadmill run. *Journal of Applied Physiology*, 108 (5), 1224–1233.
- Maulder, P. & Cronin, J. (2005). Horizontal and vertical jump assessment: reliability, symmetry, discriminative and predictive ability. *Physical Therapy in Sport*, 6, 74–82.

- Mc Guine, T. A., Greene, J. J., Best, T. & Levenson, G. (2000). Balance as a predictor of ankle injuries in high school basketball players. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 10 (4), 239–244.
- Mc Keon, P. O. & Hertel, J. (2008). Systematic Review of Postural Control and Lateral Ankle Instability, Part I: Can Deficits Be Detected With Instrumented Testing? *Journal of Athletic Training*, 43 (3), 293-204.
- Mc Lean, S. G., Fellin, R. E., Felin, R. E., Suedekum, N., Calabrese, G., Passerallo, A. et al. (2007). Impact of fatigue on gender-based high-risk landing strategies. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 39 (3), 502–514.
- Mc Morris, T. & Rayment, T. (2007). Short-duration, high-intensity exercise and performance of a sports-specific skill. A preliminary study. *Perceptual & Motor Skills*, 105 (2), 523–530.
- Mc Neil, C. J., Martin, P. G., Gandevia, S. C. & Taylor, J. L. (2009). The response to paired motor cortical stimuli is abolished at a spinal level during human muscle fatigue. *The Journal of Physiology*, 587 (23), 5601–5612.
- Meiners, K. M. & Loudon, J. K. (2019). Dynamic and Static Assessment of Single-Leg Postural Control in Female Soccer Players. *Journal of Sport Rehabilitation*, 1–5.
- Mello, R. G., Oliveira, L. F. de & Nadal, J. (2010). Effects of maximal oxygen uptake test and prolonged cycle ergometer exercise on the quiet standing control. *Gait & Posture*, 32 (2), 220–225.
- Mendez-Villanueva, A., Edge, J., Suriano, R., Hamer, P., Bishop, D. & Earnest, C. P. (2012). The Recovery of Repeated-Sprint Exercise Is Associated with PCr Resynthesis, while Muscle pH and EMG Amplitude Remain Depressed. *PLoS ONE*, 7 (12), 51977.
- Mendez-Villanueva, A., Hamer, P. & Bishop, D. (2008). Fatigue in repeated-sprint exercise is related to muscle power factors and reduced neuromuscular activity. *European Journal of Applied Physiology*, 103 (4), 411–419.
- Mense, S. (2009). Algesic agents exciting muscle nociceptors. *Experimental Brain Research*, 196 (1), 89–100.
- Mense, S. (2010). Central Nervous Mechanisms of Muscle Pain: Ascending Pathways, Central Sensitization, and Pain-Modulating Systems. In S. Mense & R. D. Gerwin (Hrsg.), *Muscle Pain. Understanding the Mechanisms* (S. 105–175). Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
- Menzies, P., Menzies, C., McIntyre, L., Peterson, P., Wilson, J. & Kemi, O.J. (2010). Blood lactate clearance during active recovery after an intense running bout depends on the intensity of the active recovery. *Journal of Sports Sciences*, 28 (9), 975–982.
- Mersmann, F., S., C., Schwedler, A. & Janshen, L. (2009). Zur Fertigkeitsspezifität des Einbeinstands auf festem und labilem Untergrund. In V. Lippens & V. Nagel (Hrsg.), *Gleichgewichts-Leistungen im Handlungsbezug. Aktuelle Arbeiten aus der Gleichgewichtsforschung* (Sportwissenschaft und Sportpraxis, Bd. 155, S. 75–79). Hamburg: Czwalina.
- Meyer, T., Lucia, A., Earnest, C. P. & Kindermann, W. (2005). A conceptual framework for performance diagnosis and training prescription from submaximal gas exchange parameters-- theory and application. *International Journal of Sports Medicine*, 26 Suppl 1, S38-48.
- Meyer, T. M., Ferrauti, A., Kellmann, M. & Pfeiffer, M. (2016). *Regenerationsmanagement im Spitzensport. REGman - Ergebnisse und Handlungsempfehlungen* (1. Aufl.). Köln: Sportverlag Strauß.
- Meylan, C., Mc Master, T., Cronin, J., Mohammad, N.I., Rogers, C. & deKlerk, M. (2009). Single-Leg Lateral, Horizontal, and Vertical Jump Assessment: Reliability, Interrelationships, and Ability to Predict Sprint and Change-of-Direction Performance. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 23 (4), 1140–1147.
- Meylan, C., Nosaka, K., Green, J. & Cronin, J. B. (2010). Temporal and kinetic analysis of unilateral jumping in the vertical, horizontal, and lateral directions. *Journal of Sports Sciences*, 28 (5), 545–554.
- Michailidis, Y., Fatouros, I. G., Primpa, E., Michailidis, C., Avloniti, A., Chatzinikolaou, A. et al. (2013). Plyometrics' trainability in preadolescent soccer athletes. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 27 (1), 38–49.
- Mierau, A., Hülndünker, T. & Strüder, H.K. (2015). Changes in cortical activity associated with adaptive behavior during repeated balance perturbation of unpredictable timing. *Frontiers in Behavioral Neuroscience*, 1–17.
- Miller, A. I., Heath, E. M., Dickinson, J. M. & Bressel, E. (2015). Relationship Between Muscle Fiber Type and Reactive Balance. A Preliminary Study. *Journal of Motor Behavior*, 47 (6), 497–502.
- Millet, G. Y. & Lepers, R. (2004). Alterations of neuromuscular function after prolonged running, cycling and skiing exercises. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 34 (2), 105–116.
- Millet, G. Y., Martin, V., Lattier, G. & Ballay, Y. (2003). Mechanisms contributing to knee extensor strength loss after prolonged running exercise. *Journal of Applied Physiology*, 94 (1), 193–198.

- Missenard, O., Mottet, D. & Perrey, S. (2008). Muscular fatigue increases signal-dependent noise during isometric force production. *Neuroscience Letters*, 437 (2), 154–157.
- Missenard, O., Mottet, D. & Perrey, S. (2009). Factors responsible for force steadiness impairment with fatigue. *Muscle & Nerve*, 40 (6), 1019–1032.
- Miura, K., Ishibashi, Y., Tsuda, E., Okamura, Y., Otsuka, H. & Toh, S. (2004). The effect of local and general fatigue on knee proprioception. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & related Surgery*, 20 (4), 414–418.
- Mohr, M., Krstrup, P. & Bangsbo, J. (2007). Fatigue in Soccer: A brief review. *Journal of Sports Sciences*, 23 (6), 593–599.
- Mohr, M., Krstrup, P., Nielsen, J. J., Nybo, L., Rasmussen, M.K., Juel, C. et al. (2007). Effect of two different intense training regimens on skeletal muscle ion transport proteins and fatigue development. *American Journal of Physiology. Regulatory, Integrative and Comparative Physiology*, 292 (4), 1594–1602.
- Monks, M. R., Compton, C. T., Yetman, J. D., Power, K. E. & Button, D. C. (2017). Repeated sprint ability but not neuromuscular fatigue is dependent on short versus long duration recovery time between sprints in healthy males. *Journal of Science & Medicine in Sport*, 20 (6), 600–605.
- Moran, K. A., Clarke, M., Reilly, F., Wallace, E.S., Brabazon, D. & Marshall, B. (2009). Does endurance fatigue increase the risk of injury when performing drop jumps? *Journal of Strength & Conditioning Research*, 23 (5), 1448–1455.
- Morin, J.-B., Jeannin, T., Chevallier, B. & Belli, A. (2006). Spring-mass model characteristics during sprint running: correlation with performance and fatigue-induced changes. *International Journal of Sports Medicine*, 27 (2), 158–165.
- Mühlbauer, T., Gollhofer, A. & Granacher, U. (2013). Association of balance, strength and power measures in young adults. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 27 (3), 582–589.
- Mühlbauer, T., Gollhofer, A. & Granacher, U. (2015). Associations Between Measures of Balance and Lower-Extremity Muscle Strength/Power in Healthy Individuals Across the Lifespan. A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports Medicine*, 45 (12), 1671–1692.
- Mulder, T. (2007). *Das adaptive Gehirn. Über Bewegung, Bewusstsein und Verhalten*. Stuttgart: Thieme.
- Murphy, D.F., Connolly, D.A.J. & Beynon, B.D. (2003). Risk factors for lower extremity injury: a review of the literature. *British Journal of Sports Medicine*, 37, 13–29.
- Myer, G. D., Ford, K. R., Paterno, M. V., Nick, T. G. & Hewett, T. E. (2008). The effects of generalized joint laxity on risk of anterior cruciate ligament injury in young female athletes. *The American Journal of Sports Medicine*, 36 (6), 1073–1080.
- Myer, G. D., Schmitt, L. C., Brent, J. L., Ford, K. R., Barber F., K. D., Scherer, B. J. et al. (2011). Utilization of modified NFL combine testing to identify functional deficits in athletes following ACL reconstruction. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 41 (6), 377–387.
- Myklebust, G., Engelbertsen, L., Hoff Braekken, I., Skjölberg, A., Olsen, O.-E. & Bahr, R. (2003). Prevention of Anterior Cruciate Ligament Injuries in Female team Handball Players: A prospective Intervention Study over three Seasons. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 13, 71–78.
- Nagano, A., Komura, T. & Fukashiro, S. (2007). Optimal coordination of maximal-effort horizontal and vertical jump motions – a computer simulation study. *BioMedical Engineering OnLine*, 6 (1), 20.
- Nagy, E., Toth, K., Janositz, G., Kovacs, G., Feher-Kiss, A., Angyan, L. et al. (2004). Postural control in athletes participating in an ironman triathlon. *European Journal of Applied Physiology*, 92 (4-5), 407–413.
- Nardone, A., Tarantola, J., Galante, M. & Schieppati, M. (1998). Time course of stabilometric changes after a strenuous treadmill exercise. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 79 (8), 920–924.
- Negrè, R. & Brophy, J. (2000). The Relationship between Isokinetic Open and Closed Chain Lower Extremity Strength and Functional Performance. *Journal of Sport Rehabilitation*, 9 (1), 46–61.
- Neumaier, A. (2006). *Koordinatives Anforderungsprofil und Koordinationstraining. Grundlagen, Analyse, Methodik* (Training der Bewegungskoordination, Bd. 1, 3., überarb. Aufl.). Köln: Sportverl. Strauß.
- Neumann, G., Hottenrott, K. & Pfützner, A. (2010). *Das große Buch vom Triathlon* (2., überarb. Aufl.). Aachen: Meyer und Meyer.
- Newsholme, E. A. & Blomstrand, E. (2006). Branched-chain amino acids and central fatigue. *The Journal of Nutrition*, 136 (1), 274–276.
- Newton, R. U., Gerber, A., Nimphius, S., Shim, J. K., Doan, B. K., Robertson, M. et al. (2006). Determination of functional strength imbalance of the lower extremities. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 20 (4), 971–977.

- Nicol, C., Avela, J. & Komi, P. V. (2006). The stretch-shortening cycle: A model to study naturally occurring neuromuscular fatigue. *Sports Medicine*, 36 (11), 977–999.
- Nielsen, H. B., Bredmose, P. P., Strømstad, M., Volianitis, S., Quistorff, B. & Secher, N. H. (2002). Bicarbonate attenuates arterial desaturation during maximal exercise in humans. *Journal of Applied Physiology*, 93 (2), 724–731.
- Noakes, T. D. (2011). Time to move beyond a brainless exercise physiology: The evidence for complex regulation of human exercise performance. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism*, 36 (1), 23–35.
- Noakes, T. D. (2012). Fatigue is a Brain-Derived Emotion that Regulates the Exercise Behavior to Ensure the Protection of Whole Body Homeostasis. *Frontiers in Physiology*, 3, 82.
- Noakes, T. D. & St Clair Gibson, A. (2004). Logical limitations to the "catastrophe" models of fatigue during exercise in humans. *British Journal of Sports Medicine*, 38 (5), 648–649.
- Nordin, A. D. & Dufek, J. S. (2019). Reviewing the Variability-Overuse Injury Hypothesis. Does Movement Variability Relate to Landing Injuries? *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 90 (2), 190–205.
- Noronha, M. de, Refshauge, K. M., Herbert, R. D., Kilbreath, S. L. & Hertel, J. (2006). Do voluntary strength, proprioception, range of motion, or postural sway predict occurrence of lateral ankle sprain? *British Journal of Sports Medicine*, 40 (10), 824–828.
- Norton, K., Norton, L. & Sadgrove, D. (2010). Position statement on physical activity and exercise intensity terminology. *Journal of Science & Medicine in Sport*, 13 (5), 496–502.
- Nybo, L. (2012). Brain temperature and exercise performance. *Experimental Physiology*, 97 (3), 333–339.
- Nybo, L., Møller, K., Volianitis, S., Nielsen, B. & Secher, N. H. (2002). Effects of hyperthermia on cerebral blood flow and metabolism during prolonged exercise in humans. *Journal of Applied Physiology*, 93 (1), 58–64.
- Nybo, L. & Nielsen, B. (2001). Hyperthermia and central fatigue during prolonged exercise in humans. *Journal of Applied Physiology*, 91, 1055–1060.
- Nyland, J. A., Shapiro, R., Caborn, D. N., Nitz, A. J. & Malone, T. R. (1997). The effect of quadriceps femoris, hamstring, and placebo eccentric fatigue on knee and ankle dynamics during crossover cutting. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 25 (3), 171–184.
- Oliveira Menacho, M. de, Pereira, H. M., Oliveira, B.I.R. de, Chagas, L. M. P., Toyohara, M.T. & Cardoso, J.R. (2010). The peroneus reaction time during sudden inversion test: Systematic review. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20 (4), 559–565.
- Orishimo, K. F. & Kremenic, I. J. (2006). Effect of fatigue on Single-Leg Hop Landing Biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 22 (4), 245–254.
- Ortenblad, N., Nielsen, J., Saltin, B. & Holmberg, H.-C. (2011). Role of glycogen availability in sarcoplasmic reticulum Ca²⁺ kinetics in human skeletal muscle. *The Journal of Physiology*, 589 (3), 711–725.
- Oza, P. D., Dudley-Javoroski, S. & Shields, R. K. (2017). Dynamic Fatigue Does Not Alter Soleus H-Reflexes Conditioned by Homonymous or Heteronymous Pathways. *Motor Control*, 21 (3), 345–358.
- Paavolainen, L., Häkkinen, K., Nummela, A. & Rusko, H. (1994). Neuromuscular characteristics and fatigue in endurance and sprint athletes during a new anaerobic power test. *European Journal of Applied Physiology & Occupational Physiology*, 69 (2), 119–126.
- Padua, D. A., Arnold, B. L., Perrin, D. H., Gansneder, B. M., Carcia, C. & Granata, K. P. (2006). Fatigue, vertical leg stiffness, and stiffness control strategies in males and females. *Journal of Athletic Training*, 41 (3), 294–304.
- Padua, D. A., Carcia, C. R., Arnold, B. L. & Granata, K. P. (2005). Gender differences in leg stiffness and stiffness recruitment strategy during two-legged hopping. *Journal of Motor Behavior*, 37 (2), 111–125.
- Paillard, T. (2012). Effects of general and local fatigue on postural control: A review. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 36 (1), 162–176.
- Paillard, T. (2017a). Plasticity of the postural function to sport and / or motor experience. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 72, 129–152.
- Paillard, T. (2017b). Relationship between Muscle Function, Muscle Typology and Postural Performance According to Different Postural Conditions in Young and Older Adults. *Frontiers in Physiology*, 8, 585.
- Paillard, T. & Noè, F. (2006). Effect of Expertise and Visual Contribution on Postural Control in Soccer. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 16, 345–348.

- Palmieri, R. M., Ingersoll, C. D., Stone, M. B. & Krause, B. A. (2002). Center-of-Pressure Parameters Used in the Assessment of Postural Control. *Journal of Sport Rehabilitation*, 11 (1), 51–66.
- Paris, H. L., Fulton, T. J., Chapman, R. F., Fly, A. D., Kocaja, D. M. & Mickleborough, T. D. (2019). Effect of carbohydrate ingestion on central fatigue during prolonged running exercise in moderate hypoxia. *Journal of Applied Physiology*, 126 (1), 141–151.
- Parker-Simpson, R. & Cronin, J. (2006). Reliability of a Unilateral Horizontal Leg Power Test to Assess Stretch Load Tolerance. *Measurement in Physical Education and Exercise Science*, 10 (3), 169–178.
- Parolin, M. L., Chesley, A., Matsos, M. P., Spriet, L. L., Jones, N. L. & Heigenhauser, G. J. F. (1999). Regulation of skeletal muscle glycogen phosphorylase and PDH during maximal intermittent exercise. *American Journal of Physiology*, 277 (5), 890–900.
- Patikas, D. A., Bassa, H. & Kotzamanidis, C. (2006). Changes in the reflex excitability during and after a sustained, low-intensity muscle contraction. *International Journal of Sports Medicine*, 27 (2), 124–130.
- Patterson, M. R. & Delahunt, E. (2013). A diagonal landing task to assess dynamic postural stability in ACL reconstructed females. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 20 (6), 532–536.
- Pau, M., Arippa, F., Leban, B., Corona, F., Ibba, G., Todde, F. et al. (2015). Relationship between static and dynamic balance abilities in Italian professional and youth league soccer players. *Physical Therapy in Sport*, 16 (3), 236–241.
- Pau, M., Ibba, G. & Attene, G. (2014). Fatigue-Induced Balance Impairment in Young Soccer Players. *Journal of Athletic Training*, 49 (4), 454–461.
- Pau, M., Porta, M., Arippa, F., Pilloni, G., S. M., Carta, M. et al. (2018). Dynamic postural stability, is associated with competitive level, in youth league soccer players. *Physical Therapy in Sport: Official Journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*, 35, 36–41.
- Payne, K. A., Berg, K. & Latin, R. W. (1997). Ankle Injuries and Ankle Strength, Flexibility, and Proprioception in College Basketball Players. *Journal of Athletic Training*, 17 (3), 221–225.
- Pearcey, G. E. P., Murphy, J. R., Behm, D. G., Hay, D. C., Power, K. E. & Button, D. C. (2015). Neuromuscular Fatigue of the Knee Extensors During Repeated Maximal intensity Intermittent-Sprints on a Cycle Ergometer. *Muscle & Nerve*, 51 (4), 569–579.
- Pearcey, G. E. P., Noble, S. A., Munro, B. & Zehr, E. P. (2017). Spinal Cord Excitability and Sprint Performance Are Enhanced by Sensory Stimulation During Cycling. *Frontiers in Human Neuroscience*, 11, 612.
- Pedersen, T. H., Paoli, F. de & Nielsen, O. B. (2005). Increased excitability of acidified skeletal muscle. Role of chloride conductance. *Journal of General Physiology*, 125 (2), 237–246.
- Perrey, S., Racinais, S., Saimouaa, K. & Girard, O. (2010). Neural and muscular adjustments following repeated running sprints. *European Journal of Applied Physiology*, 109 (6), 1027–1036.
- Petersen, T. H., Rosenberg, K., Petersen, N. C. & Nielsen, J. B. (2009). Cortical involvement in anticipatory postural reactions in man. *Experimental Brain Research*, 193 (2), 161–171.
- Petushek, E. J., Garceau, J., Vanderzanden, T., Wurm, B. J., Feldmann, C. & Ebben, W. P. (Hrsg.). (2010). *Dynamic Stabilization during the Landing Phase of Plyometric Exercises* (International Conference of Biomechanics in Sport, Bd. 28). Marquette, Michigan, USA.
- Phillips, S. (2015). *Fatigue in Sport and Exercise* (1st ed.): Routledge.
- Pieper, S., Baumgart, C., Freiwald, J. & Jansen, C. (2010). Der Einsatz leistungsdiagnostischer Testverfahren im Fußball: Umsetzung in die Praxis. In O. Höner, R. Schreiner & F. Schulz (Hrsg.), *Aus- und Fortbildung im Fussball. 22. Jahrestagung der dvs-Kommission Fussball vom 19.-21. November 2009 in Ruit bei Stuttgart* (Beiträge und Analysen zum Fussballsport, Bd. 17, S. 204–210). Hamburg: Feldhaus, Ed. Czwalina.
- Pinsault, N. & Vuillerme, N. (2009). Test-retest reliability of centre of foot pressure measures to assess postural control during unperturbed stance. *Medical Engineering & Physics*, 31 (2), 276–286.
- Place, N., Lepers, R., Deley, G. & Millet, G. Y. (2004). Time course of neuromuscular alterations during a prolonged running exercise. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36 (8), 1347–1356.
- Plisky, P., Rauh, M. J., Kaminsky, T. W. & Underwood, F. B. (2006). Star Excursion Balance Test as a Predictor of Lower Extremity Injury in High School Basketball Players. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 36 (12), 911–919.
- Plisky, P. J., Gorman, P. P., Butler, R. J., Kiesel, K. B., Underwood, F. B. & Elkins, B. (2009). The reliability of an instrumented device for measuring components of the star excursion balance test. *North American Journal of Sports Physical Therapy*, 4 (2), 92–99.
- Pollard, C. D., Heiderscheit, B. C., van Emmerik, R. A. E. & Hamill, J. (2005). Gender Differences in Lower Extremity Coupling Variability during an Unanticipated Cutting Maneuver. *Journal of Applied Biomechanics*, 21 (2), 143–152.

- Preatoni, E., Hamill, J., Harrison, A. J., Hayes, K., van Emmerik, R. A. E., Wilson, C. et al. (2013). Movement variability and skills monitoring in sports. *Sports Biomechanics / International Society of Biomechanics in Sports*, 12 (2), 69–92.
- Proske, U. (2019). Exercise, fatigue and proprioception: A retrospective. *Experimental Brain Research*, 237, 2447–2459.
- Proske, U. & Allen, T. (2019). The neural basis of the senses of effort, force and heaviness. *Experimental Brain Research*, 237, 589–599.
- Proske, U. & Gandevia, S. C. (2012). The proprioceptive senses: their roles in signaling body shape, body position and movement, and muscle force. *Physiological Reviews*, 92 (4), 1651–1697.
- Quammen, D., Cortes, N., van Lunen, B., Lucci, S., Ringleb, S. & Onate, J. (2012). Two Different Fatigue Protocols and Lower Extremity Motion Patterns During a Stop-Jump Task. *Journal of Athletic Training*, 47 (1), 32–41.
- Racinais, S., Bishop, D., Denis, R., Lattier, G., Mendez-Villaneuva, A. & Perrey, S. (2007). Muscle deoxygenation and neural drive to the muscle during repeated sprint cycling. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 39 (2), 268–274.
- Racinais, S., Girard, O., Micallef, J. P. & Perrey, S. (2007). Failed excitability of spinal motoneurons induced by prolonged running exercise. *Journal of Neurophysiology*, 97 (1), 596–603.
- Rahlf, A. L. (2020). *Die Dosis-Wirkungs-Beziehung von neuromuskulärem Training zur Prävention von Verletzungen in Teamsportarten*. Dissertation. Friedrich-Schiller-Universität Jena, Jena.
- Ramírez-Campillo, R., Burgos, C. H., Henríquez-Olguín, C., Andrade, D. C., Martínez, C., Álvarez, C. et al. (2015). Effect of unilateral, bilateral, and combined plyometric training on explosive and endurance performance of young soccer players. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 29 (5), 1317–1328.
- Ramos, J. S., Dalleck, L. C., Tjonna, A. E., Beetham, K. S. & Coombes, J. S. (2015). The impact of high-intensity interval training versus moderate-intensity continuous training on vascular function. A systematic review and meta-analysis. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 45 (5), 679–692.
- Rampinini, E., Bishop, D., Marcora, S. M., Ferrari, B. D., Sassi, R. & Impellizzeri, F. M. (2007). Validity of simple field tests as indicators of match-related physical performance in top-level professional soccer players. *International Journal of Sports Medicine*, 28 (3), 228–235.
- Rampinini, E., Connolly, D.A.J., Ferioli, D., La Torre, A., Alberti, G. & Bosio, A. (2016). Peripheral neuromuscular fatigue induced by repeated-sprint exercise: cycling vs. running. *Journal of Sports Medicine & Physical Fitness*, 56 (1-2), 49–59.
- Rampinini, E., Sassi, A., Morelli, A., Mazzoni, S., Fanchini, M. & Coutts, A. J. (2009). Repeated-sprint ability in professional and amateur soccer players. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism*, 34 (6), 1048–1054.
- Rein, S., Fabian, T., Zwipp, H., Rammelt, S. & Weindel, S. (2011). Postural control and functional ankle stability in professional and amateur dancers. *Clinical Neurophysiology: Official Journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*, 122 (8), 1602–1610.
- Reinecke, K. (2013). *Zum Einfluss lokal und global induzierter Ermüdung auf die Sensomotorische Kontrolle am Beispiel einer Winkelreproduktionsaufgabe. Ein holistischer Untersuchungsansatz*. Dissertation. Universität Paderborn, Department Sport und Gesundheit Fakultät für Naturwissenschaften.
- Rhanama, N., Reilly, T. & Lees, A. (2002). Injury risk associated with playing actions during competitive soccer. *British Journal of Sports Medicine* (36), 356–359.
- Ribeiro, F., Mota, J. & Oliveira, J. (2007). Effect of exercise-induced fatigue on position sense of the knee in the elderly. *European Journal of Applied Physiology*, 99 (4), 379–385.
- Ricotti, L., Rigosa, J., Niosi, A., Menciassi, A. & Ermentrout, B. (2013). Analysis of Balance, Rapidity, Force and Reaction Times of Soccer Players at Different Levels of Competition. *PLoS ONE*, 8 (10), e77264.
- Riemann, B. L. & Lephart, S. M. (2002a). The Sensorimotor System, Part I: The Physiologic Basis of Functional Joint Stability. *Journal of Athletic Training*, 37 (1), 71–79.
- Riemann, B. L. & Lephart, S. M. (2002b). The Sensorimotor System, Part II: The Role of Proprioception in Motor Control and Functional Joint Stability. *Journal of Athletic Training*, 37 (1), 80–84.
- Ringhof, S. & Stein, T. (2018). Biomechanical assessment of dynamic balance. Specificity of different balance tests. *Human Movement Science*, 58, 140–147.
- Ritzmann, R., Freyler, K., Weltin, E., Krause, A., Gollhofer, A. & McCrory, J. (2015). Load Dependency of Postural Control - Kinematic and Neuromuscular Changes in Response to over and under Load Conditions. *PLoS ONE*, 10 (6), e0128400.

- Robergs, R. A. & Kennedy, D. (2011). Metabolic Acidosis and Fatigue: Where to from here? In F. E. Marino (Hrsg.), *Regulation of Fatigue in Exercise. Physiology-Laboratory and Clinical Research* (S. 41–61). Hauppauge, N.Y: Nova Science Publishers.
- Robertson, D. G. E., Caldwell, G. E., Hamill, J., Kamen, G. & Whittlesey, S. N. (2014). *Research Methods in Biomechanics* (2. ed.). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Robineau, J., Jouaux, T., Lacroix, M. & Babault, N. (2012). Neuromuscular fatigue induced by a 90-minute soccer game modeling. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 26 (2), 555–562.
- Robinson, R. H. & Gribble, P. A. (2008). Support for a reduction in the number of trials needed for the star excursion balance test. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89 (2), 364–370.
- Roecker, K. (2013). Die sportmedizinische Laktatdiagnostik: Technische Rahmenbedingungen und Einsatzbereiche. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 64 (12), 367–371.
- Romijn, J. A., Coyle, E. F., Sidossis, L. S., Rosenblatt, J. & Wolfe, R. R. (2000). Substrate metabolism during different exercise intensities in endurance-trained women. *Journal of Applied Physiology*, 88, 1707–1714.
- Ros, A. G. M., Holm, S. E., Fridén, C. & Heijne, A. I.-L. M. (2013). Responsiveness of the one-leg hop test and the square hop test to fatiguing intermittent aerobic work and subsequent recovery. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 27 (4), 988–994.
- Ross, E. Z., Goodall, S., Stevens, A. & Harris, I. (2010). Time course of neuromuscular changes during running in well-trained subjects. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 42 (6), 1184–1190.
- Ross, M. D., Langford, B. & Whelan, P. J. (2002). Test-retest reliability of 4 single-leg horizontal hop tests. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 16 (4), 617–622.
- Ross, S., Guskiewicz, K. & Yu, B. (2005). Single-Leg Jump-Landing Stabilization Times in Subjects With Functionally Unstable Ankles. *Journal of Athletic Training*, 40 (4), 298–304.
- Rossmann, M. J., Garten, R. S., Venturelli, M., Amann, M. & Richardson, R. S. (2014). The role of active muscle mass in determining the magnitude of peripheral fatigue during dynamic exercise. *American Journal of Physiology. Regulatory, Integrative and Comparative Physiology*, 306 (12), 934–40.
- Rozzi, S. L., Lephart, S. M. & Fu, F. H. (1999). Effects of muscular fatigue on knee joint laxity and neuromuscular characteristics of male and female athletes. *Journal of Athletic Training*, 34 (2), 106–114.
- Rudomin, P. & Schmidt, R. F. (1999). Presynaptic inhibition in the vertebrate spinal cord revisited. *Experimental Brain Research*, 129 (1), 1–37.
- Salavati, M., Moghadam, M., Ebrahimi, I. & Arab, M. (2007). Changes in postural stability with fatigue of lower extremity frontal and sagittal plane movers. *Gait & Posture*, 26 (2), 214–218.
- Sanna, G. & O'Connor, K. M. (2008). Fatigue-related changes in stance leg mechanics during sidestep cutting maneuvers. *Clinical Biomechanics*, 23 (7), 946–954.
- Santamaria, L. J. & Webster, K. E. (2010). The effect of fatigue on lower-limb biomechanics during single-limb landings. A systematic review. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 40 (8), 464–473.
- Saugy, J., Place, N., Millet, G. Y., Degache, F., Schena, F. & Millet, G. P. (2013). Alterations of Neuromuscular Function after the World's Most Challenging Mountain Ultra-Marathon. *PLoS ONE*, 8 (6), e65596.
- Saunders, N. W., Hanson, N., Koutakis, P., Chaudhari, A. M. & Devor, S. T. (2014). Landing ground reaction forces in figure skaters and non-skaters. *Journal of Sports Sciences*, 32 (11), 1042–1049.
- Scherr, J., Wolfarth, B., Christle, J. W., Pressler, A., Wagenpfeil, S. & Halle, M. (2013). Associations between Borg's rating of perceived exertion and physiological measures of exercise intensity. *European Journal of Applied Physiology*, 113 (1), 147–155.
- Schmidt, R. A. & Lee, T. D. (2011). *Motor Control and Learning: A Behavioral Emphasis* (5th ed.). Champaign IL: Human Kinetics.
- Schmidt, R. A. & Wrisberg, C. A. (2008). *Motor Learning and Performance. A situation-based learning approach* (4th ed.). Champaign (Ill.): Human Kinetics.
- Schomburg, E.D. (2000). Spinale Mechanismen zur Steuerung neuromuskulärer Balance. In L. Zichner (Hrsg.), *Neuromuskuläre Dysbalancen* (Rheumatologie, Orthopädie, Bd. 7, 4., unveränd. Aufl, S. 39–57). Nürnberg: Novartis Pharma Verl.
- Schubert, M., Beck, S., Taube, W., Amtage, F., Faist, M. & Gruber, M. (2008). Balance training and ballistic strength training are associated with task-specific corticospinal adaptations. *European Journal of Neuroscience*, 27 (8), 2007–2018.

- Schwesig, R., Kluttig, A., Leuchte, S., Becker, S., Schmidt, H. & Esperer, H. (2009). Der Einfluss unterschiedlicher Sportarten auf die Haltungsregulation. *Sportverletz Sportschaden*, 23 (0), 148–154.
- Scott, J. & Huskisson, E. C. (1976). Graphic representation of pain. *Pain*, 2 (2), 175–184.
- Shaw, M. Y., Gribble, P. A. & Frye, J. L. (2008). Ankle bracing, fatigue, and time to stabilization in collegiate volleyball athletes. *Journal of Athletic Training*, 43 (2), 164–171.
- Shills, J. J., Kaminski, T. W. & Tillman, M. D. (2003). Comparing Time To Stabilization Values Following An Acute Bout Of Intensive Exercise In Those With Functional Ankle Insatbility. *Journal of Athletic Training*, 38 (2 Supplement), 50.
- Shimokochi, Y., Ambegaonkar, J. P., Meyer, E. G., Lee, S. Y. & Shultz, S. J. (2013). Changing sagittal plane body position during single-leg landings influences the risk of non-contact anterior cruciate ligament injury. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 21 (4), 888–897.
- Shiotani, H., Mizokuchi, T., Yamashita, R., Naito, M. & Kawakami, Y. (2020). Acute effects of long-distance running on mechanical and morphological properties of the human plantar fascia. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 30 (8), 1360–1368.
- Shultz, S. J., Carcia, C. R. & Perrin, D. H. (2004). Knee joint laxity affects muscle activation patterns in the healthy knee. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 14 (4), 475–483.
- Shultz, S. J., Nguyen, A.-D., Leonard, M. D. & Schmitz, R. J. (2009). Thigh strength and activation as predictors of knee biomechanics during a drop jump task. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 41 (4), 857–866.
- Shultz, S. J., Schmitz, R. J., Cone, J. R., Copple, T. J., Montgomery, M. M., Pye, M. L. et al. (2013). Multiplanar knee laxity increases during a 90-min intermittent exercise protocol. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 45 (8), 1553–1561.
- Shultz, S. J., Schmitz, R. J., Cone, J. R., Henson, R. A., Montgomery, M. M., Pye, M. L. et al. (2015). Changes in Fatigue, Multiplanar Knee Laxity, and Landing Biomechanics During Intermittent Exercise. *Journal of Athletic Training*, 50 (5), 486–497.
- Sidhu, S. K., Cresswell, A. G. & Carroll, T. J. (2012). Motor cortex excitability does not increase during sustained cycling exercise to volitional exhaustion. *Journal of Applied Physiology*, 113 (3), 401–409.
- Sidhu, S. K., Weavil, J. C., Mangum, T. S., Jessop, J. E., Richardson, R. S., Morgan, D. E. et al. (2017). Group III/IV locomotor muscle afferents alter motor cortical and corticospinal excitability and promote central fatigue during cycling exercise. *Clinical Neurophysiology*, 128 (1), 44–55.
- Sidhu, S. K., Weavil, J. C., Thurston, T. S., Rosenberger, D., Jessop, J. E., Wang, E. et al. (2018). Fatigue related group III&IV muscle afferent feedback facilitates intracortical inhibition during locomotor exercise. *Journal of Physiology*, 596 (19), 4789–4801.
- Sidhu, S. K., Weavil, J. C., Venturelli, M., Garten, R. S., Rossman, M. J., Richardson, R. S. et al. (2014). Spinal μ -opioid receptor-sensitive lower limb muscle afferents determine corticospinal responsiveness and promote central fatigue in upper limb muscle. *The Journal of Physiology*, 592 (22), 5011–5024.
- Silva, M. G., Struber, L., Daniel, O. & Nougier, V. (2021). Effects of a lower limb muscular fatigue on posture-movement interaction during a lower limb pointing task. *European Journal of Applied Physiology*, 121 (1), 287–295.
- Simoneau, M., Bégin, F. & Teasdale, N. (2006). The effects of moderate fatigue on dynamic balance control and attentional demands. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 3, 22.
- Singh, N. B., Arampatzis, A., Duda, G., Heller, M. O. & Taylor, W. R. (2010). Effect of fatigue on force fluctuations in knee extensors in young adults. *Philosophical Transactions. Series A, Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, 368 (1920), 2783–2798.
- Skinner, H. B., Wyatt, M. P., Hodgdon, J. A., Conard, D. W. & Barrack, R. L. (1986). Effect of fatigue on joint position sense of the knee. *Journal of Orthopaedic Research*, 4 (1), 112–118.
- Skof, B. & Strojnik, V. (2006a). Neuro-muscular fatigue and recovery dynamics following anaerobic interval workload. *International Journal of Sports Medicine*, 27 (3), 220–225.
- Skof, B. & Strojnik, V. (2006b). Neuromuscular fatigue and recovery dynamics following prolonged continuous run at anaerobic threshold. *British Journal of Sports Medicine*, 40 (3), 219–22.
- Small, K., Mc Naughton, L., Greig, M. & Lovell, R. (2010). The effects of multidirectional soccer-specific fatigue on markers of hamstring injury risk. *Journal of Science & Medicine in Sport*, 13 (1), 120–125.
- Smith, J. L., Martin, P. G., Gandevia, S. C. & Taylor, J. L. (2007). Sustained contraction at very low forces produces prominent supraspinal fatigue in human elbow flexor muscles. *Journal of Applied Physiology*, 103 (2), 560–568.

- Södermann, K., Alfredson, H., Pietilä, T. & Werner, S. (2001). Risk factors for leg injuries in female soccer players: a prospective investigation during one out-door season. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 9 (5), 313–321.
- Søgaard, K., Gandevia, S. C., Todd, G., Petersen, N. T. & Taylor, J. L. (2006). The effect of sustained low-intensity contractions on supraspinal fatigue in human elbow flexor muscles. *The Journal of Physiology*, 573 (2), 511–523.
- Söhnlein, Q., Müller, E. & Stöggel, T. L. (2014). The effect of 16-week plyometric training on explosive actions in early to mid-puberty elite soccer players. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 28 (8), 2105–2114.
- Spencer, M., Bishop, D., Dawson, B. & Goodman, C. (2005). Physiological and metabolic responses of repeated-sprint activities: specific to field-based team sports. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 35 (12), 1025–1044.
- Sperlich, B., Hoppe, M. W. & Haegele, M. (2013). Ausdauertraining. Dauer- versus intensive Intervallmethode im Fußball. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 64 (1), 10–17.
- Spriet, L. L., Lindinger, M. I., Mc Kelvie, R. S., Heigenhauser, G. J.F. & Jones, N. L. (1989). Muscle glycogenolysis and H⁺ concentration during maximal intermittent cycling. Glykogenolyse und H⁺-Ionenkonzentration im Skelettmuskel bei maximaler intermittierender Fahrradergometerbelastung. *Journal of Applied Physiology*, 66 (1), 8–13.
- Springer, B. K. & Pincivero, D. M. (2009). The effects of localized muscle and whole-body fatigue on single-leg balance between healthy men and women. *Gait & Posture*, 30 (1), 50–54.
- St Clair Gibson, A. & Noakes, T. D. (2004). Evidence for complex system integration and dynamic neural regulation of skeletal muscle recruitment during exercise in humans. *British Journal of Sports Medicine*, 38 (6), 797–806.
- Ste Croix, M. de (2011). *Protect her knees- Exploring the role of football specific fatigue on dynamic knee stability in female youth football players*. A project funded by the UEFA Research Grant Programme. University of Gloucestershire, Cheltenham.
- Stehle, P., Bruhn, S. & Pfeifer, K. (2009). *Expertise "Sensomotorisches Training - Propriozeptives Training"* (Band 1). Köln: Sportverl. Strauß.
- Steib, S. (2014). *Wechselbeziehungen zwischen sensomotorischer Kontrolle und motorischer Beanspruchung des Bewegungssystems*. Kumulative Dissertation. Friedrich-Alexander Universität, Erlangen-Nürnberg.
- Steib, S., Hentschke, C., Welsch, G., Pfeifer, K. & Zech, A. (2013). Effects of fatiguing treadmill running on sensorimotor control in athletes with and without functional ankle instability. *Clinical Biomechanics*, 28 (7), 790–795.
- Steib, S., Zech, A., Hentschke, C. & Pfeifer, K. (2013). Fatigue-Induced Alterations of Static and Dynamic Postural Control in Athletes With a History of Ankle Sprain. *Journal of Athletic Training*, 48 (2), 203–208.
- Stergiou, N. (2004). *Innovative Analyses of Human Movement. Analytical Tools for Human Movement Research*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Stolen, T., Chamari, K., Castagna, C. & Wisloff, U. (2005). Physiology of Soccer. An Update. *Sports Medicine*, 35 (6), 501–536.
- Stone, K. J. & Oliver, J. L. (2009). The effect of 45 minutes of soccer-specific exercise on the performance of soccer skills. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 4 (2), 163–175.
- Strang, A. J., Berg, W. P. & Hieronymus, M. (2009). Fatigue-induced early onset of anticipatory postural adjustments in non-fatigued muscles. Support for a centrally mediated adaptation. *Experimental Brain Research*, 197 (3), 245–254.
- Strang, A. J., Choi, H. J. & Berg, W. P. (2008). The effect of exhausting aerobic exercise on the timing of anticipatory postural adjustments. *The Journal of Sports Medicine & Physical Fitness*, 48 (1), 9–16.
- Stuart, G. R., Hopkins, W. G., Cook, C. & Cairns, S. P. (2005). Multiple effects of caffeine on simulated high-intensity team-sport performance. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 37 (11), 1998–2005.
- Suponitsky, Y., Verbitsky, O., Peled, E. & Mizrahi, J. (2008). Effect of selective fatiguing of the shank muscles on single-leg-standing sway. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18 (4), 682–689.
- Surenkok, O., Kinisler, A., Aytar, A. & Gültekin, Z. (2008). Effect of trunk-muscle fatigue and lactic acid accumulation on balance in healthy subjects. *Journal of Sport Rehabilitation*, 17 (4), 380–386.
- Swiss Olympic (Hrsg.). (2015). *Manual Leistungsdiagnostik*.

- Tamura, A., Akasaka, K., Otsudo, T., Sawada, Y., Okubo, Y., Shiozawa, J. et al. (2016). Fatigue Alters Landing Shock Attenuation During a Single-Leg Vertical Drop Jump. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 4 (1), 1–7.
- Tanaka, M., Ishii, A. & Watanabe, Y. (2015). Fatigue in the Central Nervous System. *Austin Journal of Clinical Neurology*, 2 (1), 1020.
- Tanaka, M., Shigihara, Y. & Watanabe, Y. (2011). Central inhibition regulates motor output during physical fatigue. *Brain Research*, 1412, 37–43.
- Tanaka, M. & Watanabe, Y. (2011). Neural compensation mechanisms to regulate motor output during physical fatigue. *Brain Research*, 1395, 46–52.
- Tanaka, M. & Watanabe, Y. (2012). Supraspinal regulation of physical fatigue. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 36 (1), 727–734.
- Taube, W., Gruber, M. & Gollhofer, A. (2008). Spinal and supraspinal adaptations associated with balance training and their functional relevance. *Acta Physiologica*, 193 (2), 101–116.
- Taube, W., Leukel, C. & Gollhofer, A. (2012). How Neurons Make us Jump: The Neural Control of Stretch-Shortening Cycle Movements. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 40 (2), 106–115.
- Taylor, J. B., Wright, A. A., Dischiavi, S. L., Townsend, M. A. & Marmon, A. R. (2017). Activity Demands During Multi-Directional Team Sports. A Systematic Review. *Sports Medicine*, 47 (12), 2533–2551.
- Taylor, J. L. (2009). Point: the interpolated twitch does/does not provide a valid measure of the voluntary activation of muscle. *Journal of Applied Physiology*, 107 (1), 354–355.
- Taylor, J. L., Amann, M., Duchateau, J., Meeusen, R. & Rice, C. L. (2016). Neural Contributions to Muscle Fatigue: From the Brain to the Muscle and Back Again. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 48 (11), 2294–2306.
- Taylor, J. L. & Gandevia, S. C. (2008). A comparison of central aspects of fatigue in submaximal and maximal voluntary contractions. *Journal of Applied Physiology*, 104 (2), 542–550.
- Taylor, J. L., Komi, P. V. & Nicol, C. (2008). Central and neuromuscular fatigue. In N. Taylor & H. Groeller (Hrsg.), *Physiological Bases of Human Performance During Work and Exercise* (1. Ed, S. 91–113). Edinburgh: Churchill Livingstone/Elsevier.
- Taylor, J. L., Todd, G. & Gandevia, S. C. (2006). Evidence for a supraspinal contribution to human muscle fatigue. *Clinical & Experimental Pharmacology & Physiology*, 33 (4), 400–405.
- Taylor, N. & Groeller, H. (Hrsg.). (2008). *Physiological Bases of Human Performance During Work and Exercise* (1. Ed). Edinburgh: Churchill Livingstone/Elsevier.
- Theisen, D., Malisoux, L., Seil, R. & Urhausen, A. (2014). Injuries in Youth Sports. Epidemiology, Risk Factors and Prevention. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 2014 (09), 248.
- Thomas, K., Dent, J., Howatson, G. & Goodall, S. (2017). Etiology and Recovery of Neuromuscular Fatigue after Simulated Soccer Match Play. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 49 (5), 955–964.
- Thomas, K., Goodall, S., Stone, M., Howatson, G., St Clair Gibson, A. & Ansley, A. (2015). Central and peripheral fatigue in male cyclists after 4-, 20-, and 40-km time trials. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 47 (3), 537–546.
- Thompson, K. G. (2014). *Pacing. Individual Strategies for Optimal Performance*. Champaign, IL.: Human Kinetics.
- Ting, L. H. & McKay, J. L. (2007). Neuromechanics of muscle synergies for posture and movement. *Current Opinion in Neurobiology*, 17 (6), 622–628.
- Tjønnå, A. E., Leinan, I. M., Bartnes, A.T., Jenssen, B. M., Gibala, M. J., Winett, R. A. et al. (2013). Low- and high-volume of intensive endurance training significantly improves maximal oxygen uptake after 10-weeks of training in healthy men. *PLoS ONE*, 8 (5), e65382.
- Todd, G., Butler, J. E., Taylor, J. L. & Gandevia, S. C. (2005). Hyperthermia: a failure of the motor cortex and the muscle. *The Journal of Physiology*, 563 (2), 621–631.
- Todd, G., Taylor, J. L. & Gandevia, S. C. (2003). Measurement of voluntary activation of fresh and fatigued human muscles using transcranial magnetic stimulation. *The Journal of Physiology*, 551 (2), 661–671.
- Tomazin, K., Morin, J.-B. & Millet, G. Y. (2017). Etiology of Neuromuscular Fatigue After Repeated Sprints Depends on Exercise Modality. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 12 (7), 878–885.
- Tomažin, K., Morin, J.B., Strojnik, V., Podpečan, A. & Millet, G. Y. (2012). Fatigue after short (100-m), medium (200-m) and long (400-m) treadmill sprints. *European Journal of Applied Physiology*, 112, 1026–1037.
- Torres, R., Vasques, J., Duarte, J. A. & Cabri, J. M. H. (2010). Knee Proprioception after Exercise-Induced Muscle Damage. *International Journal of Sports Medicine*, 31 (6), 410–415.

- Treede, R.-D. (2017). Das somatosensorische System. In R. F. Schmidt, F. Lang & M. Heckmann (Hrsg.), *Physiologie des Menschen* (Lehrbuch, Sonderausgabe der 31. Auflage, S. 273–297). mit Pathophysiologie. Berlin: Springer.
- Trepel, M. (2003). *Neuroanatomie. Struktur und Funktion* (3., neu bearb. Aufl.). München: Urban & Fischer.
- Troester, J. E., Jasmin, J. G. & Duffield, R. (2018). Reliability of Single-Leg Balance and Landing Tests in Rugby Union; Prospect of using Postural Control in Monitor Fatigue. *Journal of Sports Science & Medicine* (17), 174–180.
- Trojian, T. H. & McKeag, D. B. (2006). Single leg balance test to identify risk of ankle sprains. *British Journal of Sports Medicine*, 40 (7), 610–613.
- Tschakert, G. & Hofmann, P. (2013). High-intensity intermittent exercise. Methodological and physiological aspects. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 8 (6), 600–610.
- Tucker, R. (2009). The anticipatory regulation of performance: the physiological basis for pacing strategies and the development of a perception-based model for exercise performance. *British Journal of Sports Medicine*, 43, 392–400.
- Turner, A., Braizier, J., Bishop, C. & Chavda, S. (2015). Data Analyses for Strength and Conditioning Coaches: Using Excel to Analyse Reliability, Differences, and Relationships. *National Strength and Conditioning Association*, 37 (1), 76–83.
- Vallandingham, R. A., Gaven, S. L. & Powden, C. J. (2019). Changes in Dorsiflexion and Dynamic Postural Control After Mobilizations in Individuals With Chronic Ankle Instability. A Systematic Review and Meta-Analysis. *Journal of Athletic Training*, 54 (4), 403–417.
- Van Deursen, R. W. M., Cavanagh, P. R., van Ingen-Schenau, G. & Becker, M. B. (1998). The role of cutaneous information in a contract control task of the leg in humans. *Human Movement Science*, 17, 95–120.
- Van Hall, G. (2015). The Physiological Regulation of Skeletal Muscle Fatty Acid Supply and Oxidation During Moderate-Intensity Exercise. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 45 (1), 23–32.
- Van Ryssegem, G. (Hrsg.). (2014). *Movement Variability: Science and Practical Application* (Institute of Physical Education International Conference, Bd. 4). Bangkok, Thailand.
- VGB (2017). *VGB Sportreport 2017. Analyse des Unfallgeschehens in den zwei höchsten Ligen der Männer: Basketball, Eishockey, Fußball und Handball* (VGB, Hrsg.).
- Vila-Chã, C., Riis, S., Lund, D., Møller, A., Farina, D. & Falla, D. (2011). Effect of unaccustomed eccentric exercise on proprioception of the knee in weight and non-weight bearing tasks. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21 (1), 141–147.
- Vuillerme, N., Anziani, B. & Rougier, P. (2007). Trunk extensor muscles fatigue affects undisturbed postural control in young healthy adults. *Clinical Biomechanics*, 22 (5), 489–494.
- Vuillerme, N., Danion, F., Marin, L., Boyadjian, A., Prieur, J.M., Weise, I. et al. (2001). The effect of expertise in gymnastics on postural control. *Neuroscience Letters*, 303 (2), 83–86.
- Vuorimaa, T., Vasankari, T. & Rusko, H. (2000). Comparison of physiological strain and muscular performance of athletes during two intermittent running exercises at the velocity associated with VO₂max. *International Journal of Sports Medicine*, 21 (2), 96–101.
- Vuorimaa, T., Virlander, R., Kurkilahti, P., Vasankari, T. & Häkkinen, K. (2006). Acute changes in muscle activation and leg extension performance after different running exercises in elite long distance runners. *European Journal of Applied Physiology & Occupational Physiology*, 96 (3), 282–291.
- Wahl, M. J. & Behm, D. G. (2008). Not All Instability Training Devices Enhance Muscle Activation in Highly Resistance-Trained Individuals. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 22 (4), 1360–1370.
- Wahl, P., Mathes, S., Köhler, K., Achtzehn, S., Bloch, W. & Mester, J. (2013). Acute metabolic, hormonal, and psychological responses to different endurance training protocols. *Hormone and Metabolic Research*, 45 (11), 827–833.
- Wang, H., Ji, Z., Jiang, G., Liu, W. & Jiao, X. (2016). Correlation among Proprioception, Muscle Strength, and Balance. *Journal of Physical Therapy Science*, 28 (12), 3468–3472.
- Wang, H. K., Chen, C. H., Shiang, T. Z., Jan, M. H. & Lin, K. H. (2006). Risk-Factor Analysis of High School Basketball-Player Ankle Injuries. A Prospective Controlled Cohort Study Evaluating Postural Sway, Ankle Strength, and Flexibility. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 87 (6), 821–825.
- Wank, V. & Heger, H. (2009). Sprünge. In A. Gollhofer (Hrsg.), *Handbuch Sportbiomechanik* (S. 214–245). Schorndorf: Hofmann.
- Warnica, M. J., Weaver, T. B., Prentice, S. D. & Laing, A.C. (2014). The influence of ankle muscle activation on postural sway during quiet stance. *Gait & Posture*, 39 (4), 1115–1121.

- Watanabe, D. S., Aizawa, J., Shimoda, M., Enmoto, M., Nakamura, T., Okawa, A. & Yagishita, K. (2016). Effect of short-term fatigue, induced by high-intensity exercise, on the profile of the ground reaction force during single leg anterior drop jumps. *The Journal of Physical Therapy Science*, 28, 3371–3375.
- Westerblad, H., Bruton, J. D. & Katz, A. (2010). Skeletal muscle: Energy metabolism, fiber types, fatigue and adaptability. *Experimental Cell Research*, 316 (18), 3093–3099.
- Weston, M., Taylor, K. L., Batterham, A. M. & Hopkins, W. G. (2014). Effects of low-volume high-intensity interval training (HIT) on fitness in adults: A meta-analysis of controlled and non-controlled trials. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 44 (7), 1005–1017.
- White, A. K., Klemetson, C. J., Farmer, B., Katsavelis, D., Bagwell, J. J. & Grindstaff, T. L. (2018). Comparison of Clinical Fatigue Protocols to decrease Single-Leg Forward Hop Performance in Healthy Individuals. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 13 (2), 143–151.
- Whyte, E., Burke, A., White, E. & Moran, K. (2015). A high-intensity, intermittent exercise protocol and dynamic postural control in men and women. *Journal of Athletic Training*, 50 (4), 392–399.
- Wick, D. (Hrsg.). (2009). *Biomechanik im Sport. Lehrbuch der biomechanischen Grundlagen sportlicher Bewegungen* (2. überarb. und erw. Aufl.). Balingen: Spitta.
- Wiewelhoeve, T., Fernandez-Fernandez, J., Raeder, C., Kappenstein, J., Meyer, T., Kellmann, M. et al. (2016). Acute responses and muscle damage in different high-intensity interval running protocols. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 56 (5), 606–615.
- Wiewelhoeve, T., Schneider, C., Schmidt, A., Döweling, A., Meyer, T., Kellmann, M. et al. (2018). Active Recovery After High-Intensity Interval-Training Does Not Attenuate Training Adaptation. *Frontiers in Physiology*, 9, 415.
- Wikstrom, E. A., Powers, M. E. & Tillman, M. D. (2004). Dynamic Stabilization Time After Isokinetic and Functional Fatigue. *Journal of Athletic Training*, 39 (3), 247–253.
- Wikstrom, E. A., Tillman, M. D., Schenker, S. M. & Borsa, P. A. (2008). Jump-landing direction influences dynamic postural stability scores. *Journal of Science & Medicine in Sport*, 11 (2), 106–111.
- Wikstrom, E. A., Tillmann, M.D., Smith, A.M. & Borsa, P.A. (2005). A New Force-Plate Technology Measure of Dynamic Postural Stability: The Dynamic Postural Stability Index. *Journal of Athletic Training*, 40 (4), 305–309.
- Wikstrom, E. A., Tillman, M. D. & Borsa, P. A. (2005). Detection of Dynamic Stability Deficits in Subjects with Functional Ankle Instability. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 37 (2), 169–175.
- Wilke, C. & Froböse, I. (2003). Quantifizierung propriozeptiver Leistungen von Kniegelenken. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 54 (2), 49–54.
- Willems, T. M., Witvrouw, E., Delbaere, K., Mahieu, N., Bourdeaudhuij, I. d. & Clercq, D. de (2005). Intrinsic risk factors for inversion ankle sprains in male subjects. A prospective study. *The American Journal of Sports Medicine*, 33 (3), 415–423.
- Williams, V. J., Nagai, T., Sell, T. C., Abt, J. P., Rowe, R. S., McGrail, M. A. et al. (2016). Prediction of Dynamic Postural Stability During Single-Leg Jump Landings by Ankle and Knee Flexibility and Strength. *Journal of Sport Rehabilitation*, 25 (3), 266–272.
- Wilson, B. R., Robertson, K. E., Burnham, J. M., Yonz, M. C., Ireland, M. L. & Noehren, B. (2018). The Relationship Between Hip Strength and the Y Balance Test. *Journal of Sport Rehabilitation*, 27 (5), 445–450.
- Windt, J. & Gabbett, T. J. (2017). How do training and competition workloads relate to injury? The workload-injury aetiology model. *British Journal of Sports Medicine*, 51 (5), 428–435.
- Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement* (4th. ed.). Hoboken (NJ): Wiley.
- Winter, S., Gordon, S. & Watt, K. (2017). Effects of fatigue on kinematics and kinetics during overground running. A systematic review. *The Journal of Sports Medicine & Physical Fitness*, 57 (6), 887–899.
- Witchalls, J., Blanch, P., Waddington, G. & Adams, R. (2012). Intrinsic functional deficits associated with increased risk of ankle injuries. A systematic review with meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine*, 46 (7), 515–523.
- Wojtys, E. M., Bradford, M. D., Wylie, B. & houston, L. (1996). The Effects of Muscle Fatigue on Neuromuscular Function and Anterior Tibial Translation in Healthy Knees. *American Journal of Sports Medicine*, 24 (5), 615–621.
- Wong, D., Chaouachi, A., Dellal, A. & Smith, A. (2012). Comparison of Ground Reaction Forces and Contact Times Between 2 Lateral Plyometric Exercises in Professional Soccer Players. *International Journal of Sports Medicine*, 33 (08), 647–653.

- Woods, C., Hawkins, R. D., Maltby, S., Hulse, M., Thomas, A. & Hodson, A. (2004). The Football Association Medical Research Programme. An audit of injuries in professional football-analysis of hamstring injuries. *British Journal of Sports Medicine*, 38 (1), 36–41.
- Yamada, R. K., Arliani, G. G., Almeida, G. P., Am Venturine, dos Santos, C. V., Astur, D. C. et al. (2012). The effects of one-half of a soccer match on the postural stability and functional capacity of the lower limbs in young soccer players. *Clinics*, 67 (12), 1361–1364.
- Zadpoor, A. A. & Nikooyan, A. A. (2012). The effects of lower extremity muscle fatigue on the vertical ground reaction force. A meta-analysis. *Journal of Engineering in Medicine*, 226 (8), 579–588.
- Zatsiorsky, V. M. (2005). Biomechanics of Strength and Strength Training. In P. V. Komi (Hrsg.), *Strength and Power in Sport* (The Encyclopaedia of Sports Medicine, Bd. 3, 2nd ed., S. 439–487). Oxford: Wiley-Blackwell.
- Zech, A. & Hübscher, M. (2012). Sensomotorisches Training zur Prävention. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 63 (1), 5–8.
- Zech, A., Steib, S., Hentschke, C., Eckhardt, H. & Pfeifer, K. (2012). Effects of localized and general fatigue on static and dynamic postural control in male team handball athletes. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 26 (4), 1162–1168.
- Zehr, E. P. (2006). Training-induced adaptive plasticity in human somatosensory reflex pathways. *Journal of Applied Physiology*, 110 (29), 1783–1794.
- Zemková, E. (2014). Sport-Specific Balance. *Sports Medicine*, 44, 579–590.
- Zemková, E. & Hamar, D. (2014). Physiological mechanisms of post-exercise balance impairment. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 44 (4), 437–448.
- Zenner, H.-P. (2017). Der Gleichgewichtssinn und die Bewegungs-und lageempfindung des Menschen. In R. F. Schmidt, F. Lang & M. Heckmann (Hrsg.), *Physiologie des Menschen* (Lehrbuch, Sonderausgabe der 31. Auflage, S. 337–344). mit Pathophysiologie. Berlin: Springer.
- Zhang, X., Xia, R., Dai, B., Sun, X. & Fu, W. (2018). Effects of Exercise-Induced Fatigue on Lower Extremity Joint Mechanics, Stiffness, and Energy Absorption during Landings. *Journal of Sports Science & Medicine* (17), 640–649.

14 ANHANG



BERGISCHE
UNIVERSITÄT
WUPPERTAL

Einfluss unterschiedlicher Belastungsprotokolle auf ausgewählte biomechanische und subjektive Parameter bei einbeinigen Sprüngen und Landungen

Dipl. Sportwiss. Fabian Illner

Institut für Sportwissenschaft, Arbeitsbereich Bewegungs- und Trainingswissenschaft,
Bergische Universität Wuppertal

Teilnehmerinformation

Das Ziel der Studie ist es, die Auswirkungen unterschiedlicher Belastungsprotokolle auf biomechanische und subjektive Parameter bei mono- und bipedalen Sprüngen und Landungen sowie auf die posturale Kontrolle und Gelenkkontrolle zu untersuchen. Die Untersuchung umfasst folgende fünf Termine:

1. **Eingangsuntersuchung** – Es werden anthropometrischen Daten bestimmt, die Testverfahren vermittelt und zur späteren Laufbelastungssteuerung eine Laktatdiagnostik auf dem Laufbandergometer durchgeführt.

In vier weiteren Terminen absolvieren die Teilnehmer in **randomisierter** Reihenfolge folgende Belastungsprotokolle (Beispiel):

2. **60 min Dauerbelastung - Laufband** (Gesamtdauer: ca. 90 min) inkl. „warm up“ und Ein- / Ausgangstestung
3. **4 x 4 HIT Intervallbelastung - Laufband** (Gesamtdauer: ca. 60 min)
4. **Repeated Sprint Ability Test** (Gesamtdauer: ca. 45 min)
5. **Kontrollbedingungen – Pausieren** (Gesamtdauer: ca. 50 min)

Vor und nach der Durchführung des Belastungsprotokolls werden Daten in folgenden Bereichen erhoben:

- Mono- und bipedale Sprungkraft und Landekontrolle (dynamische Gleichgewichtsregulation)
- Monopedale Sprungweite und Sprungpräzision nach Richtungswechselsprung
- Gelenkkontrolle (Leg Curl Bewegungen)
- Einbeinige Reichweite ('Y Balance Test') (dynamische Gleichgewichtsregulation)

Zwischen den Untersuchungsterminen liegen ≥ 3 Tage. Die Probanden werden angehalten sich **zusätzlich** zu ihrer wöchentlichen Trainingsroutine keiner hochintensiven körperlichen Belastung zu unterziehen.

Es gelten folgende **Einschlusskriterien**:

männliche und weibliche Personen zwischen 18-35 Jahre, die regelmäßig (≥ 2 / Woche ≥ 30 min) sportlich aktiv sind.

Ausschlusskriterien: Vergangene schwere Verletzungen der unteren Extremitäten mit OP-Indikation (Frakturen / Bandverletzungen an Sprung-, Knie-, Hüftgelenk); Verletzungen der Wirbelsäule (Wirbelkörperfrakturen / Bandscheibenvorfall); Chronische Rücken- und Gelenkschmerzen; Akute Muskelverletzungen der Bein-, Hüft- und Rumpfmuskulatur; Herz-Kreislaufkrankungen; Vestibuläre Störungen; Rheumatische Erkrankungen; Gehirnerschütterung ≤ 3 Monaten; Akuter grippaler Infekt / Schnupfen (Entzündung des Innenohrs, Nasennebenhöhlen)

Die Richtlinien des Datenschutzes werden beachtet. Der Proband gibt sein Einverständnis, dass die Daten anonym innerhalb von wissenschaftlichen Veröffentlichungen genutzt werden können.

Weitere Informationen:

Die Untersuchung findet im Labor des Institutes für Sportwissenschaft, Arbeitsbereich Bewegungs- und Trainingswissenschaft Gebäude (I.14) statt.

Zur Untersuchung sind zwingend **Hallenschuhe und Sportkleidung** (kurze Hose) erforderlich.

Die Teilnehmer werden gebeten ein Handtuch, ausreichend Getränke und ggf. Wechselkleidung mit zu bringen. Nach der Untersuchung können die Duschräume des „Fitnesszentrum BergWerk“ genutzt werden.

Untersuchungstermine werden individuell vereinbart.

Für weitere Fragen und Terminabsprachen stehe ich gerne bereit: XXX

