

Neuartige Expositionsanlagen zur Untersuchung möglicher Effekte von Mobilfunksignalen auf biologische Systeme

Vom Fachbereich Elektrotechnik, Informationstechnik, Medientechnik
der Bergischen Universität Wuppertal angenommene

Dissertation

zur Erlangung des akademischen Grades
eines Doktor-Ingenieurs

von

Dipl.-Ing. Abdessamad El Ouardi
aus Salé / Marokko

Dissertation eingereicht am : 20.05.2009
Tag der mündlichen Prüfung : 10.07.2009
Referent : Prof. Dr.-Ing. Volkert Hansen
Korreferent : Prof. Dr. rer. nat. Ullrich Pfeiffer

Diese Dissertation kann wie folgt zitiert werden:

urn:nbn:de:hbz:468-20090833

[<http://nbn-resolving.de/urn/resolver.pl?urn=urn%3Anbn%3Ade%3A468-20090833>

]

Inhaltsverzeichnis

Abbildungsverzeichnis	v
Tabellenverzeichnis	xii
Abkürzungsverzeichnis	xiv
1 Einleitung	1
2 Werkzeuge und Anforderungen	5
2.1 Einführung	5
2.2 Begriffe und Definitionen	5
2.2.1 Spezifische Absorptionsrate	5
2.2.2 SAR-Grenzwerte	7
2.2.3 Anforderungen an Expositionsanlagen	9
2.2.3.1 Technische Anforderungen	9
2.2.3.2 Biologische Anforderungen	10
2.3 Test-Signale	11
2.3.1 GSM-Testsignal	12

INHALTSVERZEICHNIS

2.3.2	UMTS-Testsignal	12
2.4	Rechenverfahren und -methoden	14
2.5	Messmethoden	15
2.5.1	Feldmessung	15
2.5.1.1	Monopolsonde	16
2.5.1.2	Dipolsonde	17
2.5.2	SAR- Messung	17
2.5.3	Streuparameter-Messung	18
2.5.4	Messung dielektrischer Parameter	18
2.5.5	Temperaturmessung	19
2.5.5.1	PT 1000	19
2.5.5.2	Glasfasersonde	20
2.6	Zusammenfassung	21
3	Finnleitung als Expositionseinrichtung für biologische Zellen <i>in vitro</i>	22
3.1	Einführung	22
3.2	Beschreibung des Experiments und spezifische Anforderungen	23
3.3	Entwicklung der Expositionseinrichtung	25
3.3.1	Konventionelle Finnleitung	26
3.3.2	Neues Konzept der Finnleitung	27
3.3.3	Dimensionierung der Finnleitung	28
3.3.4	Feldverteilung in den dimensionierten leeren Leitungen	34
3.3.5	Modellierung des physiologischen Messaufbaus	36
3.3.6	HF-Speisung der Expositionseinrichtungen	38
3.3.6.1	Anregung der Finn-Welle	38
3.3.6.2	Beidseitige Anregung	42
3.3.6.3	Aufgebaute Expositions-kammer	45
3.3.7	Streuparameter	45
3.3.8	Gesamte Expositionseinrichtung	48

INHALTSVERZEICHNIS

3.4	Dosimetrie	50
3.4.1	Feldstärke-Bestimmung	51
3.4.1.1	Feldverteilung im Probengefäß	52
3.4.1.2	Vergleich Feld-Messung und -Rechnung	53
3.4.2	SAR-Bestimmung	54
3.4.2.1	SAR-Verteilung im Probengefäß	54
3.4.2.2	Vergleich SAR-Messung und -Rechnung	54
3.5	Abgestrahlte Leistung	57
3.5.1	Methode zur Bestimmung der abgestrahlten Leistung	57
3.5.2	Abgestrahlte Leistung bei der Finnerleitung	59
3.6	Variationsberechnungen	61
3.7	Zusammenfassung	64
4	Lokale Gehirn-Exposition von Ratten in einer sphärischen Wellenleitung	67
4.1	Einführung	67
4.2	Beschreibung des Experiments und spezifische Anforderungen	68
4.3	Entwicklung der Expositionseinrichtung	69
4.3.1	Konzept der Expositionseinrichtung	69
4.3.2	Geometrie und Dimensionierung	71
4.3.3	Feldtheoretische Grundlagen: Ausbreitung einer TEM-Welle in einer Doppelkonusleitung	74
4.3.4	Anregung der TEM-Welle	78
4.3.5	Aufgebaute Expositionseinrichtung	82
4.3.6	Versuchsaufbau der Exposition	82
4.4	Dosimetrie	84
4.4.1	Eigenschaften des Rattenmodells	85
4.4.2	Feldverteilung	85
4.4.3	SAR-Verteilung	87
4.5	Variationsberechnungen	90

4.6	Zusammenfassung	93
5	Quasi TEM-Wellenleiter als Expositionseinrichtung für 'in vivo'- Experimente	97
5.1	Einführung	97
5.2	Beschreibung des Experiments und spezifische Anforderungen	98
5.3	Vergleich: Exposition in homogener Feldverteilung	99
5.4	Entwicklung der Expositionseinrichtung	100
5.4.1	Konzept	100
5.4.2	Dimensionierung der 'Quasi-TEM'-Wellenleitung	102
5.4.2.1	Analytische Formel zur Bestimmung der Feldkomponenten	102
5.4.2.2	Analytische Dimensionierung des Dielektrikums	105
5.4.2.3	Numerische Berechnungen zur Dimensionierung des Dielektrikums	107
5.4.3	Anregung der Grundwelle	109
5.4.4	Aufgebaute Expositionseinrichtung	112
5.4.5	Messungen an der aufgebauten 'Quasi-TEM'-Leitung	113
5.4.6	Feldhomogenität	115
5.5	Dosimetrie	116
5.5.1	Hamster-Modell-Entwicklung	116
5.5.2	Feld- und SAR-Verteilung im Hamstermodell	117
5.6	Variationsberechnungen	120
5.7	Zusammenfassung	122
6	Zusammenfassung	124

Abbildungsverzeichnis

1.1	Expositionsschema zur Durchführung von HF-Expositionen in biologischen Systemen.	3
2.1	Zeitverlauf des generischen GSM-Modulationssignals.	13
2.2	Zeitverlauf des mit 1 Minute periodischen generischen UMTS-Testsignals (Grafik: G. Schmid, ARCS Seibersdorf).	14
2.3	Schema einer Feld-Messeinrichtung.	15
2.4	Foto einer Monopolsonde.	16
2.5	Ausrüstung (Agilent 85070E) zur Messung der Dielektrizitätskonstante eines Messobjektes.	19
2.6	Schematische Darstellung einer Glasfasersonde für die Temperaturmessung zur Ermittlung des SAR-Wertes.	20
3.1	Physiologischer Versuchsaufbau ohne Expositionseinrichtung.	24
3.2	Querschnitt einer unilateralen konventionellen Finnleitung.	26
3.3	Querschnitt einer Finnleitung mit horizontalen Finnen.	27

3.4	Ausbreitungskonstante der Finn-Welle in Abhängigkeit der Frequenz und der Breite a ($b = 14,5 \text{ mm}$, $w = 4 \text{ mm}$, $d = 3 \text{ mm}$ und $h_u = h_o$).	28
3.5	Ausbreitungskonstante bei variabler Dicke d ($f = 900 \text{ MHz}$: $a = 160 \text{ mm}$, $b = 14,5 \text{ mm}$; $f = 1800 \text{ MHz}$: $a = 80 \text{ mm}$, $b = 14,1 \text{ mm}$; $f = 1966 \text{ MHz}$: $a = 74 \text{ mm}$, $b = 13,5 \text{ mm}$; $w = 4 \text{ mm}$ und $h_u = h_o$).	29
3.6	Ausbreitungskonstante bei variabler Schlitzbreite w ($f = 900 \text{ MHz}$: $a = 160 \text{ mm}$, $b = 14,5 \text{ mm}$; $f = 1800 \text{ MHz}$: $a = 80 \text{ mm}$, $b = 14,1 \text{ mm}$; $f = 1966 \text{ MHz}$: $a = 74 \text{ mm}$, $b = 13,5 \text{ mm}$; $d = 3 \text{ mm}$ und $h_u = h_o$).	30
3.7	Ausbreitungskonstante bei variabler Höhe h_u ($f = 900 \text{ MHz}$: $a = 160 \text{ mm}$, $b = 14,5 \text{ mm}$; $f = 1800 \text{ MHz}$: $a = 80 \text{ mm}$, $b = 14,1 \text{ mm}$; $f = 1966 \text{ MHz}$: $a = 74 \text{ mm}$, $b = 13,5 \text{ mm}$; $d = 3 \text{ mm}$ und $w = 4 \text{ mm}$).	31
3.8	Ausbreitungskonstanten der Finn- und Hohlleitungs-Wellen in Abhängigkeit der Breite a bei den Frequenzen 900 MHz , 1800 MHz und 1966 MHz ($f = 900 \text{ MHz}$: $b = 14,5 \text{ mm}$; $f = 1800 \text{ MHz}$: $b = 14,1 \text{ mm}$; $f = 1966 \text{ MHz}$: $b = 13,5 \text{ mm}$; $d = 3 \text{ mm}$, $w = 4 \text{ mm}$ und $h_u = h_o$).	32
3.9	Unterschied Δf_c zwischen den Grenzfrequenzen der Finn-Welle und der ersten ausbreitungsfähigen Hohlleitungswelle als Funktion von a für den mittigen Fall $h_u = h_o = 5,5 \text{ mm}$ und für $h_u = 3 \text{ mm}$ ($b = 14,5 \text{ mm}$, $d = 3 \text{ mm}$ und $w = 4 \text{ mm}$).	33
3.10	Betrag der elektrischen Feldstärke im Querschnitt der 900 MHz -Finnleitung ($P_{in,section} = 1W$).	35
3.11	Betrag der elektrischen Feldstärke im Querschnitt der 1800 MHz -Finnleitung ($P_{in,section} = 1W$).	35
3.12	Betrag der elektrischen Feldstärke im Querschnitt der <i>UMTS</i> -Finnleitung ($P_{in,section} = 1W$).	36

3.13	Computermodell und realer Aufbau der unmittelbaren Umgebung des Probengefäßes. (a) Mikroskop-Objektiv, (b) <i>patch clamp</i> -Elektrode, (c) Probengefäß, (d) Lösung mit Tropfenbildung, (e),(f) Kanülen für Perfusion, (g) Anschlussdraht für Badelektrode, (h) Glasfaser-Sonde zur Temperaturmessung während der Experimente.	37
3.14	Finn-Wellen-Anregung über Koaxial-/Finnleitungs-Adapter, bestehend aus Konusleitung und Koplanar-Transformator.	39
3.15	Betrag des Eingangsreflexionsfaktors bei variabler Koplanarleitungs-länge l_{KPL} für verschiedene Frequenzen.	40
3.16	Aufbauprinzip der Anregung für $f = 900 \text{ MHz}$	41
3.17	Betrag des Eingangsreflexionsfaktors bei variabler Zweidrahtleitungs-länge l_D für $f = 900 \text{ MHz}$ und $d_a = d_e = 6 \text{ mm}$	41
3.18	Betrag des Reflexionsfaktors S_{11} für alle drei Frequenzen nach der Parameteroptimierung.	42
3.19	Unsymmetrische Feldverteilung im Querschnitt der Finnleitung bei der Anregung über eine unsymmetrische koplanare Struktur ($f = 1966 \text{ MHz}$, Abstand vom Ende der Koplanarleitung: 1 mm).	43
3.20	Betrag der elektrischen Feldstärke bei einseitiger Einspeisung im Bereich des Probengefäßes (normierte Darstellung).	44
3.21	Für die Erzielung einer symmetrischen Feldverteilung geeignete Anordnung der beiden koplanaren Strukturen für die Frequenzen 1800 MHz und 1966 MHz	44
3.22	Für eine symmetrische Feldverteilung geeignete Anordnung der beiden Symmetrierglieder für die Frequenzen 900 MHz	45
3.23	Aufgebaute Expositionskammern: (a) <i>GSM900</i> , (b) <i>GSM1800</i> , (c) <i>UMTS</i>	46
3.24	Gerechnete (R.) und gemessene (M.) Reflexionsfaktoren der aufgebauten Finnleitung für die Frequenz 900 MHz	47

ABBILDUNGSVERZEICHNIS

3.25	Gerechnete (R.) und gemessene (M.) Reflexionsfaktoren der aufgebauten Finnleitung für die Frequenz 1800 MHz.	47
3.26	Gerechnete (R.) und gemessene (M.) Reflexionsfaktoren der aufgebauten Finnleitung für die Frequenz 1966 MHz.	48
3.27	Schema der gesamten Expositionsanlage am Beispiel GSM1800. . .	49
3.28	Speise-Netzwerk für die Expositionsammern. (a) GSM900, (b) GSM1800 (ähnlich wie bei UMTS).	50
3.29	Montierte Expositionsanlage am Beispiel GSM900.	51
3.30	Betrag der elektrischen Feldstärke am Boden des Probengefäßes für die Frequenzen (a) 900, (b) 1800 und (c) 1966 MHz ($P_{in,ges} = 1 W$).	52
3.31	Vergleich gemessener und berechneter elektrischer Feldstärken ($P_{in,ges} = 2W$) unterhalb der Finnen in der UMTS-Finnleitung.	53
3.32	SAR-Verteilung am Boden des Probengefäßes für die Frequenzen (a) 900 MHz, (b) 1800 MHz und (c) 1966 MHz ($P_{in,ges} = 1W$).	55
3.33	Beispiel einer Temperaturkurve bei einer Messung in der Flüssigkeit (900 MHz, $P_{in,ges} = 1W$).	56
3.34	Modell zur Berechnung der abgestrahlten Leistung.	58
3.35	Finnleitung (900 MHz) mit Hilfsflächen zur Bestimmung der abgestrahlten Leistung.	60
3.36	Betrag der elektrischen Feldverteilung außerhalb der Finnleitung bei $h = 2 cm$ und $f = 900 MHz$ ($P_{in,ges} = 50 mW$).	61
3.37	Elektroden-Anschluss der patch clamp-Vorverstärkerstufe aus (a) Teflon und (b) Messing. (Fotos: S.Münkner)	62
3.38	SAR-Variation bei Variation der Mikroskop-Objektiv-Höhe, Flüssigkeitsmenge und Materialparameter der Flüssigkeit ($f = 900 MHz$). . .	63
3.39	SAR-Variation bei Variation der Mikroskop-Objektiv-Höhe, Flüssigkeitsmenge und Materialparameter der Flüssigkeit ($f = 1966 MHz$).	64

ABBILDUNGSVERZEICHNIS

4.1	Entwicklung von der radialen Wellenleitung (a) zur Doppelkonusleitung (b).	70
4.2	Makrolon Röhre zum Fixieren einer Ratte (Maße in <i>mm</i>).	71
4.3	Geometrie (Quer- und Längsschnitt) zur Entwicklung der Doppelkonusleitung.	73
4.4	Geometrie der Doppelkonusleitung. (a) Realer Aufbau, (b) Computermodell (Maße in <i>mm</i>).	74
4.5	Feldlinien in der sphärischen Wellenleitung.	75
4.6	Doppelkegel-Adapter zwischen Eingangsstecker und hexagonaler Doppelkonusleitung.	78
4.7	Verlauf der elektrischen Feldverteilung (a) im Kegel (vgl. Abb. 4.6 Schnitt A-A'), (b) am Übergang zur hexagonalen Form (vgl. Abb. 4.6 Schnitt B-B') und (c) in einer Position, wo die Stege ihre endgültigen Dimensionen erreicht haben (vgl. Abb. 4.6 Schnitt C-C').	80
4.8	Betrag der elektrischen Feldstärke (a) in der Ebene $y = 0$ (Anregung), (b) im Schnitt A-A' und (c) im Schnitt B-B' ($P_{in} = 1W, UMTS$). . .	81
4.9	Auf der Doppelkonusleitung basierende aufgebaute Expositionseinrichtung; (a) geschlossen (b) geöffnet.	83
4.10	Schema des gesamten Expositionsaufbaus.	84
4.11	Numerisch berechnete elektrische Feldverteilung im Rattenmodell (Schnitt durch die Mitte).	85
4.12	Numerisch berechnete SAR-Verteilung im Rattenmodell (Schnitt durch die Mitte). (a) Logarithmische Darstellung, (b) lineare Darstellung. .	87
4.13	Glasfaser-Temperatursonde im Gehirn eines Rattenkadavers.	88
4.14	Durchschnittlich gemessener Temperaturverlauf im Gehirn eines Rattenkadavers, $P_{in} = 1,4 W$	89
4.15	Das Verhältnis $\frac{SAR}{SAR_{orig}}$ gemittelt über Ganzkörper und Gehirn.	92
4.16	SAR_{brain} -Änderung in Abhängigkeit vom Gewichtsänderung und Länge des Rattenmodelles.	93

ABBILDUNGSVERZEICHNIS

4.17	SAR/SAR_{max} im Gehirn und Ganzkörper in Abhängigkeit der Frequenz.	94
4.18	SAR_{brain}/SAR_{wb} in Abhängigkeit der Frequenz.	94
5.1	Anordnungen eines Ellipsoids in einem Käfig. (a) Liegend und senkrecht zur Ausbreitungsrichtung, (b) Liegend und parallel zur Ausbreitungsrichtung.	100
5.2	Rechteckhohlleitung mit zwei dielektrischen Zusatzwänden.	101
5.3	Verlauf der beiden Terme C_4/C_3 und $\tan(k_{x,I} \frac{a}{2})$ der charakteristischen Gleichung 5.4 bei $\varepsilon_r = 3; 5; 6$, $v = 18 \text{ mm}$, $d = 25,4 \text{ mm}$ und variablem Realteil der Wellenzahl $k_{x,I}$ (Hohlleitungstyp: WR1150).	104
5.4	Wellenzahl k_z in Abhängigkeit von ε_r , v und d (WR1150, $f = 900 \text{ MHz}$).	105
5.5	Wellenzahl k_z in Abhängigkeit von ε_r bei $d = 30 \text{ mm}$, $v = 38,5 \text{ mm}$, $a = 292 \text{ mm}$ und $f = 900 \text{ MHz}$ (vgl. Abb. 5.2).	106
5.6	Betrag der elektrischen Feldstärke (Scheitelwerte) im Querschnitt der 'Quasi-TEM'-Leitung WR1150 für verschiedene Abstände v ($d = 25,4 \text{ mm}$, $\varepsilon_r = 5$, $f = 900 \text{ MHz}$ und $P_{in,Quasi-TEM} = 1 \text{ W}$).	107
5.7	Betrag der elektrischen Feldstärke (Scheitelwerte) im Querschnitt der 'Quasi-TEM'-Leitung WR1150 bei verschiedenen Permittivitätszahlen ε_r ($B = 155 \text{ mm}$, $d = 30 \text{ mm}$, $f = 900 \text{ MHz}$ und $P_{in,Quasi-TEM} = 1 \text{ W}$).	108
5.8	Anregungskonzept der 'Quasi-TEM'-Leitung.	110
5.9	Schnitt durch den zylindrischen Koppelstift, optimiert für die Frequenz 900 MHz	110
5.10	Betrag der elektrischen Feldstärke in zwei Ebenen vor und innerhalb des Leitungsabschnitts mit den beiden dielektrischen Wänden.	111
5.11	Fotografien einer der Expositionseinrichtungen mit aufklappbarem Deckel.	112

ABBILDUNGSVERZEICHNIS

5.12	Fotografie der gesamten Expositionseinrichtung inkl. Steuergeräten und Netzwerkskomponenten.	113
5.13	Vergleich der gemessenen und gerechneten elektrischen Feldstärke (Scheitelwerte) in transversaler Richtung ($P_{in} = 1 W, \epsilon_r = 2,5$).	114
5.14	Gemessene Streuparameter in dB	115
5.15	Ein MRI-Schnitt (a) zur Erstellung des dielektrischen Hamster-Modells (b).	117
5.16	Konfigurationen zur Berechnung der Feld- und SAR- Verteilung im Hamstermodell.	119
5.17	Für eine Tier-Anordnung berechnete (a) Feld- und (b) SAR- Verteilung ($P_{in} = 1 W$).	120
5.18	Ganzkörper-SAR-Variation und Standard-Abweichung bei (a) Permittivitäts- und (b) Leitfähigkeits-Änderung ($m_{wb} = 85 g, f = 900 MHz$)	121
5.19	Ganzkörper-SAR-Variation bei Größen-Änderung (Gewichts-Änderung), $f = 900 MHz$	122

Tabellenverzeichnis

3.1	Endgültige Dimensionierungsparameter der verwendeten Finnleitungen für die Frequenzen 900 <i>MHz</i> , 1800 <i>MHz</i> und 1966 <i>MHz</i>	34
3.2	Gemessene und berechnete SAR-Werte in <i>W/kg</i> für die Frequenzen 900 <i>MHz</i> , 1800 <i>MHz</i> und 1966 <i>MHz</i> , ($P_{in,ges} = 100\text{ mW}$)	56
3.3	SAR-Variation in % bei $\pm 5\%$ -Änderung verschiedener Parameter für die Frequenzen 900 <i>MHz</i> und 1966 <i>MHz</i>	65
4.1	Materialeigenschaften der Gewebe im Rattenmodell für die Frequenz 2 <i>GHz</i>	86
4.2	Ergebnisse für Variationsberechnungen an der auf einer Doppelkonusleitung basierenden Expositionseinrichtung	90
4.3	Zusammenfassung der Eigenschaften verschiedener Expositionsanlagen zur Gehirnexposition von adulten Ratten.	95
5.1	SAR-Standard-Abweichung in % bei verschiedenen Anordnungen eines Tieres im Käfig.	100
5.2	Feldhomogenität in % im Bereich des Käfiges.	116

TABELLENVERZEICHNIS

5.3 Elektrische Eigenschaften der im Hamstermodell berücksichtigten Gewebe bei der Frequenz 900 <i>MHz</i>	118
--	-----

SYMBOL- UND ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

ε_0	elektrische Feldkonstante
ε_r	relative Dielektrizitätskonstante, Permittivitätszahl
κ	elektrische Leitfähigkeit
λ	Wellenlänge
μ_0	magnetische Feldkonstante
μ_r	relative magnetische Permeabilität
ω	Kreisfrequenz
ρ	Dichte
\vec{E}	elektrische Feldstärke
\vec{H}	magnetische Feldstärke
\vec{r}	Ortsvektor
c	spezifische Wärmekapazität
f	Frequenz
F	Fläche
$f_{cut-off}$	Grenzfrequenz
k	Ausbreitungskonstante
m	Masse
P	Leistung
rot	Rotation
S_{11}	Eingangsreflexionsfaktor
t	Zeit
T	Temperatur
V	Volumen
wb	Ganzkörper (whole body)
Z_0	Feldwellenwiderstand im freien Raum
Z_L	Leitungsimpedanz

SYMBOL- UND ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

BfS	B undesamt für S trahlenschutz
BHS	B lut- H irn- S chranke
BUW	B ergische U niversität W uppertal
CST	C omputer S imulation T echnology
DMF	D eutsches M obilfunk F orschungsprogramm
EMF	E lektromagnetische F elder
EMV	E lektromagnetische V erträglichkeit
FDD	F requency D ivision D uplexing
FDTD	F inite D ifference T ime D omain
FGF	F orschungsgemeinschaft F unk e.V.
FIT	F inite I ntegration T echnique
GMT	G esellschaft für M edizin und T echnik e.V.
GSM	G lobal S ystem for M obile T elecommunication
GUS	G eneric U MTS S ignal
HEW	H omogene E bene W elle
HF-	H ochfrequenz-
KPL	K oplanarleitung
LSE	L ongitudinal S ection E lectric
MRI	M agnetic R esonance I maging
MWS	M icro W ave S tudio
NA	N etzwerk a lysatör
PTC	P ositive T emperature C oefficient
RQ	R espiratorischer Q uotient
SAR	S pezifische A bsorptionsrate
TE-	T ransversal E lektrisch-
TEM	T ransversalelektromagnetisch
TM-	T ransversal M agnetisch-
UMTS	U niversal M obile T elecommunication S ystem
ZNS	Z entrales N ervensystem

KAPITEL 1

Einleitung

Die anhaltende Nachfrage nach mobilen Kommunikationssystemen erfordert die Installation weiterer Basisstationsantennen, damit eine flächendeckende Versorgung erreicht wird. In diesem Zusammenhang wird immer wieder die Diskussion über mögliche gesundheitliche Einflüsse von elektromagnetischen Feldern angefacht.

Die Fragestellung, ob elektromagnetische Felder (EMF) im Bereich des Mobilfunks (z.B. GSM, UMTS) Wirkungen auf den menschlichen Körper hervorrufen, muss zwischen zwei Bereichen (thermisch und nicht-thermisch) unterscheiden. Der thermische Bereich beginnt oberhalb einer durch elektromagnetische Felder erzeugten Temperaturerhöhung biologischen Gewebes von $1\text{ }^{\circ}\text{C}$, wobei die gesundheitlichen Risiken sehr gut bekannt sind und durch nationale und internationale Personenschutzbestimmungen vermieden werden. Für den so genannten nicht thermischen Bereich unterhalb von $1\text{ }^{\circ}\text{C}$ hält die Diskussion darüber an, ob elektromagnetische Felder biologisch relevante Wirkungen haben. In den vergangenen Jahrzehnten wurden dazu Hunderte von Experimenten durchgeführt, deren Ergebnisse überwiegend negativ, teilweise aber auch widersprüchlich sind. Deshalb erschien eine zielgerichtete Koordinierung

der Forschung geboten. Zu diesem Zweck wurde 2001 vom Bundesumweltministerium (BMU) [1] und vom Bundesamt für Strahlenschutz (BfS) [2] das Deutsche Mobilfunk Forschungsprogramm (DMF) [3] initiiert, in dessen Rahmen auch zwei der in dieser Arbeit vorgestellten Untersuchungen durchgeführt wurden.

Projekte zur Untersuchung möglicher Effekte von Mobilfunksignalen auf biologische Systeme werden in der Regel interdisziplinär durchgeführt. Eine biologisch/medizinische Gruppe, die das biologisch/physiologische Design entwirft und die Experimente betreut, arbeitet mit einer technischen Gruppe zusammen, die die Expositionseinrichtung entwickelt, die dosimetrischen Berechnungen beisteuert und die Funktion der Hochfrequenztechnik während der Experimente überwacht. An der Entwicklung solcher Expositionseinrichtungen ist der Lehrstuhl für Theoretische Elektrotechnik in Wuppertal seit fünfzehn Jahren beteiligt. Dabei konnten immer wieder neue Konzepte entwickelt werden [4–14].

Eine Expositionseinrichtung besteht in der Regel aus drei Hauptteilen:

- Aus der Hochfrequenz-Quelle (HF-Quelle),
- aus der eigentlichen Expositionseinrichtung und
- aus der Auswerteeinheit.

Zum Hochfrequenzteil gehören ein Signalgenerator, meist gefolgt von einem Leistungsverstärker, und HF-Komponenten wie z.B. Kabel, Zirkulatoren, Leistungsteiler und Abschlusswiderstände. Die eigentliche Expositionseinrichtung für das biologische Messobjekt wird z.B. von einem Absorberraum oder von einer als Wellenleitung ausgeführten Messkammer gebildet. Neben der Auswertung biologischer Parameter der Messobjekte, wird auch die Funktionsweise der Exposition kontrolliert, indem z.B. die Feldstärke und die Temperatur aufgezeichnet werden.

Abb. 1.1 zeigt das Expositionsschema zur Durchführung von HF-Expositionen biologischer Systeme.

Während die HF-Quelle und die Komponenten der Auswerteeinheit in der Regel Standardtechnik beinhalten, sind für die eigentliche Expositionseinrichtung meist individuelle Lösungen notwendig, die jeweils neue Entwicklungen erfordern. Im Rahmen

dieser Arbeit wird daher der Schwerpunkt auf die Expositionseinrichtung gelegt.

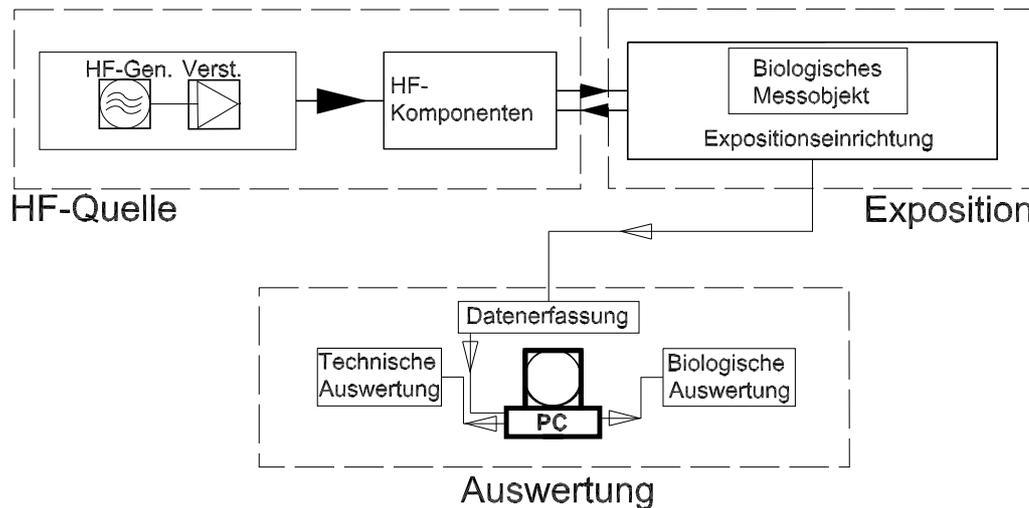


Abbildung 1.1: Expositionsschema zur Durchführung von HF-Expositionen in biologischen Systemen.

Zwei Expositionsarten (*in vitro* und *in vivo*) werden betrachtet:

- *In vitro*-Experimente sind Versuche an biologischen Zellen, die in Kulturen gehalten werden.
- Bei den so genannten *in vivo*-Expositionen handelt es sich um Experimente mit lebenden Versuchstieren, wie z.B. Mäusen, Hamstern oder Ratten. Dabei wird wieder zwischen zwei Fällen unterschieden.
 - Exposition von frei beweglichen Versuchstieren, meist Ganzkörper-Exposition und
 - Exposition von fixierten Versuchstieren, meist lokale Exposition.

Drei Expositionsanlagen, die diesen Kategorien zuzuordnen sind, werden hier detailliert beschrieben. Es handelt sich um Anlagen zur Untersuchung der Wirkung elektro-

magnetischer Felder des Mobilfunks

- auf die Funktion des Hörsystems

Dazu wurden Haarzellen aus dem Innenohr von Mäusen kultiviert und *in vitro* exponiert.

- auf die Funktion der Blut-Hirn-Schranke

Dieses Experiment fand mit fixierten Ratten statt, die selektiv im Bereich des Gehirns exponiert wurden.

- auf den Energieumsatz

Hierbei erfolgte die HF-Exposition von in Kunststoff-Käfigen freilaufenden Hamstern.

Für die Experimente wurden die beiden Standards für volldigitale Mobilfunknetze GSM und/oder UMTS verwendet.

Die vorliegende Arbeit ist in drei Hauptkapitel (Kap. 3 - Kap. 5) unterteilt, wobei in jedem Kapitel eine der Expositionseinrichtungen näher betrachtet wird. Im dritten Kapitel wird eine auf einer Finnleitung basierende Expositionseinrichtung behandelt. Sie wurde eingesetzt, um die Untersuchungen zum Hörsystem mit Hilfe der *patch clamp*-Technik durchzuführen. Grundsätzlich kann diese Expositionsanlage für alle *in vitro*-Experimente von Zellen mit gleichen Dimensionen wie denjenigen der Haarzellen (μm -Bereich) verwendet werden. Im vierten Kapitel wird die für lokale *in vivo*-Exposition geeignete Vorrichtung präsentiert, und im fünften Kapitel wird die auf 'Quasi-TEM'-Leitungen basierende Expositionsanlage für die *in vivo*-Experimente mit frei beweglichen Tieren behandelt. Nach dieser Einleitung werden im zweiten Kapitel physikalische Größen, Begriffe und Verfahren, die für die Entwicklung von Expositionsanlagen relevant sind, erläutert. Das letzte Kapitel (Kap. 6) enthält eine Zusammenfassung dieser Arbeit.

KAPITEL 2

Werkzeuge und Anforderungen

2.1 Einführung

Im Bereich der Elektromagnetischen Verträglichkeit (EMV) und der Entwicklung von Expositionseinrichtungen für biologische Systeme kommen bestimmte Begriffe, Signale und Methoden zum Einsatz, die in diesem Kapitel vorgestellt und erklärt werden.

2.2 Begriffe und Definitionen

2.2.1 Spezifische Absorptionsrate

Hochfrequenz-Felder (HF), z.B. im Bereich der Mobilfunkfrequenzen, können in ein biologisches Objekt (z.B. Körpergewebe, Zelle) eindringen und bei hinreichender Feldstärke eine Temperaturerhöhung erzeugen. Um die in Wärme umgesetzte Energie bestimmen zu können, ist die Kenntnis der im biologischen Objekt absorbierten elek-

tromagnetischen Felder erforderlich. Als Maß der in biologischem Gewebe absorbierten Leistung wird im Frequenzbereich 100 kHz bis 10 GHz die physikalische Größe **Spezifische Absorptionsrate (SAR)** verwendet. Sie entspricht der in der Expositionszeit dt in einem Gewebevolumentelement ΔV der Masse Δm absorbierten Energie ΔW_V [15], also der Verlustleistung pro Gewebestück der Masse Δm :

$$SAR = \frac{d}{dt} \left\{ \frac{\Delta W_V}{\Delta m} \right\} = \frac{\Delta P_V}{\Delta m} = \frac{\Delta P_V}{\rho \Delta V}. \quad (2.1)$$

ρ ist die Materialdichte.

Bei *in vivo*-Experimenten kann die Erwärmung des Körpergewebes z.B. durch Schwitzen und/oder metabolische Prozesse reguliert werden [16, 17]. Diese Regulationsprozesse unterscheiden sich in Abhängigkeit von vielen Parametern, wie z.B. Art des Tieres und Gesundheitszustand. Wird die Temperaturerhöhung nur aufgrund der Absorption der Feldenergie, nicht aber durch Regulationsprozesse beeinflusst, so lässt sich die SAR aus der Steigung der Temperaturerhöhung zu Beginn der HF-Exposition bestimmen [18]:

$$SAR = c \left. \frac{dT}{dt} \right|_{t=0} \quad (2.2)$$

mit der spezifischen Wärmekapazität c des Gewebematerials und der momentanen Temperatur T .

Gleichung 2.2 wird häufig bei der experimentellen Ermittlung des SAR-Wertes benutzt [19,20]. Sie kann hauptsächlich bei *in vitro*-Experimenten und bei unter Narkose gesetzten Tieren verwendet werden. Beim Menschen sowie bei den meisten *in vivo*-Expositionen ist die Voraussetzung für Gl. 2.2 nicht gegeben. Die Spezifische Absorptionsrate kann dann aus dem Zusammenhang zwischen der Verlustleistung in einem isotropen und linearen biologischen Material und der elektrischen Feldstärke ermittelt werden. Die Verlustleistung folgt aus

$$\Delta P_V = \frac{1}{2} \iiint_{\Delta V} \kappa(\vec{r}) |\vec{E}(\vec{r})|^2 dV \quad (2.3)$$

wobei $\kappa = \omega \varepsilon_0 \varepsilon_r''$ die elektrische Leitfähigkeit des Gewebes und $|\vec{E}|$ den Betrag des Phasors der elektrischen Feldstärke (Scheitelwert) darstellen. Die elektrische Feldstärke im biologischen System muss durch ein geeignetes messtechnisches oder rechnerisches Verfahren ermittelt werden. Bei komplexen inhomogenen Strukturen ist meist ein numerisches Verfahren zur Bestimmung der elektrischen Feldstärke notwendig. Das Einsetzen von Gl. 2.3 in Gl. 2.1 ergibt die über das Volumenelement ΔV gemittelte SAR

$$SAR = \frac{1}{2\Delta V} \iiint_{\Delta V} \frac{\kappa(\vec{r})}{\rho(\vec{r})} |\vec{E}(\vec{r})|^2 dV. \quad (2.4)$$

Aus Gl. 2.4 ist zu entnehmen, dass die Größe und Form des Volumenelements für die SAR entscheidend sind, insbesondere bei einer inhomogenen Materialverteilung des betrachteten Gebietes.

Bei Expositionen mit unterschiedlichen Frequenzen f_i ist darauf zu achten, dass nicht nur die Feldverteilung von der Frequenz abhängt, sondern auch die elektrische Leitfähigkeit κ des Gewebes.

Die gesamte SAR in einem Organ oder im Ganzkörper kann auch aus dem Verhältnis [21]

$$SAR_{Org} = \frac{P_{V,Org}}{m_{Org}} \quad (2.5)$$

oder

$$SAR_{wb} = \frac{P_{V,wb}}{m_{wb}} \quad (2.6)$$

bestimmt werden, wobei m_{Org} und m_{wb} die Massen des Organs bzw. des Ganzkörpers sind.

2.2.2 SAR-Grenzwerte

Zur Festlegung der durch elektromagnetische Felder maximal zulässigen Exposition wurden in der Bundesrepublik Deutschland für den Mobilfunk-Frequenzbereich

(100 MHz - 3 GHz) Verordnungen der Bundesregierung [22] und der Berufsgenossenschaften [23, 24] erlassen. Diese Verordnungen stützen sich auf eine Richtlinie der Internationalen Kommission zum Schutz vor Nichtionisierender Strahlung [25], die zum Teil auch in eine Empfehlung des Rates der Europäischen Gemeinschaft [26] eingeflossen ist.

Da wissenschaftlich anerkannte biologische Effekte durch elektromagnetische Exposition bei Mobilfunkfrequenzen erst für Feldstärken gefunden wurden, die zu einer Körpertemperaturerhöhung von über 1°C führen, also thermisch wirken, erfolgte die Festlegung der Grenzwerte für die spezifische Absorptionsrate beim Menschen so, dass die Bedingung $\Delta T < 1^\circ\text{C}$ für die Kerntemperatur sicher eingehalten wird. Wenn auf einen ruhenden Menschen eine über den gesamten Körper gemittelte SAR von 4 W/kg für eine Dauer von 30 Minuten einwirkt, so erfährt der Körper eine Temperaturerhöhung von ca. 1°C [25]. Zum Vergleich: Im alltäglichen Leben produziert der menschliche Körper bei gewöhnlichen Anstrengungen Energiemengen, die einer SAR von ca. $3 - 6\text{ W/kg}$ entsprechen [27].

Bei der Festlegung der SAR-Grenzwerte wird in [25] zwischen beruflicher Exposition und Exposition der Bevölkerung unterschieden. Entsprechende zulässige SAR-Werte gelten gemäß [23, 24] im so genannten Expositionsbereich 1, wo die Exposition kontrolliert erfolgt bzw. sichergestellt ist, dass eine Exposition nur vorübergehend vorliegt und im Expositionsbereich 2, in dem ein dauerhafter Aufenthalt zugelassen ist. Die Grenzwerte sind mit Hilfe von Sicherheitsfaktoren, die sich je nach Bevölkerungsgruppe bzw. Expositionsbereich unterscheiden, aus dem oben erwähnten SAR-Wert von 4 W/kg abgeleitet.

Zusätzlich zur Ganzkörper-SAR werden auch Grenzwerte für die lokale Spezifische Absorptionsrate in einem Gewebevolumen der Masse 10 g definiert, um lokale Temperaturerhöhungen zu vermeiden. Da sich die stationäre Temperaturverteilung im menschlichen Körper bei Einwirkung eines HF-Feldes nach sechs bis zehn Minuten einstellt, ist für die Anwendung der Grenzwerte eine zeitliche Mittelung der SAR über ein Intervall von 6 Minuten vorgesehen [22].

Zurzeit betragen die SAR-Grenzwerte, gemittelt über den gesamten Körper, $0,4 \text{ W/kg}$ im Expositionsbereich 1 (beruflich) und $0,08 \text{ W/kg}$ im Expositionsbereich 2 (allgemeine Bevölkerung bzw. Dauerexposition). Die über 10 g gemittelten Teilkörper-SAR-Werte sind auf 10 W/kg bzw. 2 W/kg (für Kopf und Rumpf) festgesetzt.

Bei den in dieser Arbeit beschriebenen Experimenten werden verschiedene SAR-Werte eingestellt, die entweder in Anlehnung an Personenschutz-Bestimmungen festgelegt oder bei gewünschter hoher Exposition in Vorversuchen so bestimmt wurden, dass ein thermischer Effekt auszuschließen ist.

2.2.3 Anforderungen an Expositionsanlagen

Die Gewährleistung bestimmter Anforderungen bei der Entwicklung von Expositionseinrichtungen ist notwendig. Dabei ist zu unterscheiden zwischen spezifischen Anforderungen, die sich von einer Anlage zur anderen unterscheiden können (Beispiele in Kap. 3, 4 und 5), und allgemeinen Anforderungen, die für jede Anlage gelten. An dieser Stelle wird auf die allgemeinen Anforderungen eingegangen, die sich in technische und biologische Anforderungen aufteilen, wobei sie sich zunächst häufig widersprechen. Aus diesem Grunde entsteht bei der Entwicklung ein großer Aufwand, um diese Widersprüche zu beseitigen.

Im Folgenden wird eine Liste mit den wichtigsten allgemeinen Anforderungen gegeben [28–30].

2.2.3.1 Technische Anforderungen

Feldhomogenität im Bereich der Exposition: Im Bereich der Exposition soll möglichst eine homogene Feldverteilung herrschen. Obwohl beim Einsetzen von Versuchsobjekten in eine homogene elektromagnetische Feldverteilung, je nach Form und Größe, die Feldhomogenität gestört wird, ist die Homogenität des Leerfeldes von großer Bedeutung, weil dann auch bei Verschiebung oder Bewegung eines Versuchsobjekts

im Expositionsbereich gleiche Konditionen vorliegen.

Bestimmbarkeit des Feldes: Das Expositionsfeld soll eindeutig bestimmbar sein. Dies kann, je nach Möglichkeit, messtechnisch oder auch durch numerische Berechnungen erfolgen.

Reproduzierbarkeit und Stabilität des Feldes: Um einen durch die HF-Signale möglicherweise verursachten Effekt reproduzierbar zu machen, muss die Leer-Feldverteilung sowohl während der gesamten Dauer der Exposition, als auch bei Expositionen zu verschiedenen Zeiten identisch sein. Daraus folgt, dass das Feld eindeutig, stabil und damit reproduzierbar sein muss. Eine Instabilität des Feldes kann z.B. durch die Ausbreitung unerwünschter höherer Wellentypen zustande kommen. Solche höheren Wellentypen müssen bei Entwicklung der Expositionseinrichtung vermieden werden.

HF-Abschirmung und Einführung externer Objekte: Durch eine gute HF-Abschirmung wird bei gleichzeitigem Schutz des Bedienpersonals das Experiment von externen Feldern nicht beeinflusst. Außerdem wird bei gleichzeitiger Verwendung von mehreren Expositionsvorrichtungen eine gegenseitige Feld-Verkopplung vermieden. Durch die Einführung von Objekten von außen (wie z.B. Mess-Sonde, *Patch clamp* Elektrode, Trinknippel) sollen weder das Expositionsfeld noch die Umgebung störend beeinflusst werden.

2.2.3.2 Biologische Anforderungen

Versuchsdurchführung: Bei der Entwicklung einer Expositionseinrichtung ist das Verständnis des experimentellen Verlaufs von großer Bedeutung. Es ist z.B. wichtig, dass die Haltbarkeit der Probe (vor allem bei Zellkulturen) nicht beeinflusst wird. Bei *in vivo* Experimenten sollten Stress-Einflüsse vermieden werden (z.B. durch lange Fixierung), und die Dosimetrie muss die Gewichts- und Größenentwicklung der Tiere während einer langen Studie berücksichtigen.

SAR-Werte: Bei der Auswahl der Spezifischen Absorptionsrate ist in vielen Fällen eine Orientierung an den im vorherigen Abschnitt betrachteten Grenzwerten möglich.

In anderen Fällen werden höhere SAR-Werte (im nicht-thermischen Bereich) gefordert, um früher beobachtete Effekte zu bestätigen oder zu widerlegen. Bei manchen Experimenten muss die SAR aus Vorversuchen bestimmt werden, um die Schwelle zu einem thermischen Effekt nicht zu überschreiten.

Licht-, Luft- und Nährstoffzufuhr: Die Notwendigkeit der Zuführung von Licht, Luft und Nährstoffen bei manchen Experimenten darf nicht zu störenden Einflüssen auf das Expositionsfeld führen.

Einfache Handhabung und Reinigung: Ein sehr wichtiger Punkt, der nicht vernachlässigt werden darf, ist die Gewährleistung einer einfachen Handhabung bei der Bedienung der Expositionsanlage. Es ist dabei zu beachten, dass während der Bedienung keine Störungen auftreten. Außerdem sollen alle Komponenten der Expositionseinrichtung, die mit den biologischen Versuchsproben in Kontakt kommen oder sich in ihrer Nähe befinden, einfach zu reinigen bzw. zu sterilisieren sein. Es ist auch darauf zu achten, dass verwendete Metalle (wie z.B. Edelstahl, Messing) korrosionsbeständig bzw. entsprechend präpariert sind.

Verblindung des Experiments: Die meisten Experimente zur Untersuchung möglicher Effekte von Mobilfunksignalen auf biologische Systeme werden verblindet durchgeführt. Das bedeutet, dass das Bedienpersonal nicht erfahren darf, welcher SAR-Wert aktuell eingestellt ist.

2.3 Test-Signale

Die in dieser Arbeit vorgestellten Experimente erfolgen mit den typischen Mobilfunksignalen der Dienste GSM (Global System for Mobile Telecommunication) und UMTS (Universal Mobile Telecommunications System). Die Wirkung von elektromagnetischen Feldern auf biologische Systeme kann möglicherweise durch die Modulation der HF-Signale und deren Trägerfrequenz beeinflusst werden. Die Trägerfrequenz beträgt ca. 900 MHz für das D1/D2-Netz und ca. 1800 MHz für das E-Netz bei GSM-Signalen bzw. ca. 2000 MHz bei UMTS-Signalen. Damit vergleichbare expe-

rimentelle Ergebnisse gewährleistet werden, wurden Standard-Testsignale für biologische Experimente entwickelt. Sie werden auch als 'generische' Testsignale bezeichnet, denn die Festlegung dieser Testsignale orientierte sich an ausgewählten Charakteristika einer Signalfamilie. In diesem Abschnitt werden die typischen GSM- und UMTS-Testsignale kurz vorgestellt.

2.3.1 GSM-Testsignal

GSM ist ein Standard für die digitale Übertragung von Signalen für den Mobilfunk. Seine Nutzung findet hauptsächlich bei der Telefonie statt. Es ist das am meisten verbreitete digitale Mobilfunksystem und der erste Standard der so genannten zweiten Generation nach dem analogen System als erster Generation.

Mehr Details über die Historie und die verwendeten Frequenzen können z.B. aus [31] entnommen werden.

Für biologische Experimente wurde das in einem Arbeitskreis der Forschungsgemeinschaft Funk e.V. (FGF) definierte generische GSM-Testsignal [32] mit der Trägerfrequenz 900 MHz bzw. 1800 MHz entwickelt und verwendet. Das Signal wird erzeugt, indem das sinusförmige Trägersignal eines Signal-Generators (z.B. Rohde & Schwarz) mit dem externen niederfrequenten GSM-Signal moduliert wird (Modulator GMT@Uni-Wuppertal, BS 825F). In Abbildung 2.1 ist der Zeitverlauf des generischen GSM-Signals dargestellt, welches die wesentlichen Pulswiederholfrequenzen des GSM-Systems von 1733 Hz , 217 Hz , $8,3\text{ Hz}$ und 2 Hz enthält.

2.3.2 UMTS-Testsignal

UMTS steht für den Mobilfunkstandard der dritten Generation. Es handelt sich ebenfalls um ein digitales Nachrichtenübertragungssystem, das eine deutlich höhere Datenübertragungsrate im Vergleich zum Mobilfunkstandard der 2. Generation (GSM) ermöglicht.

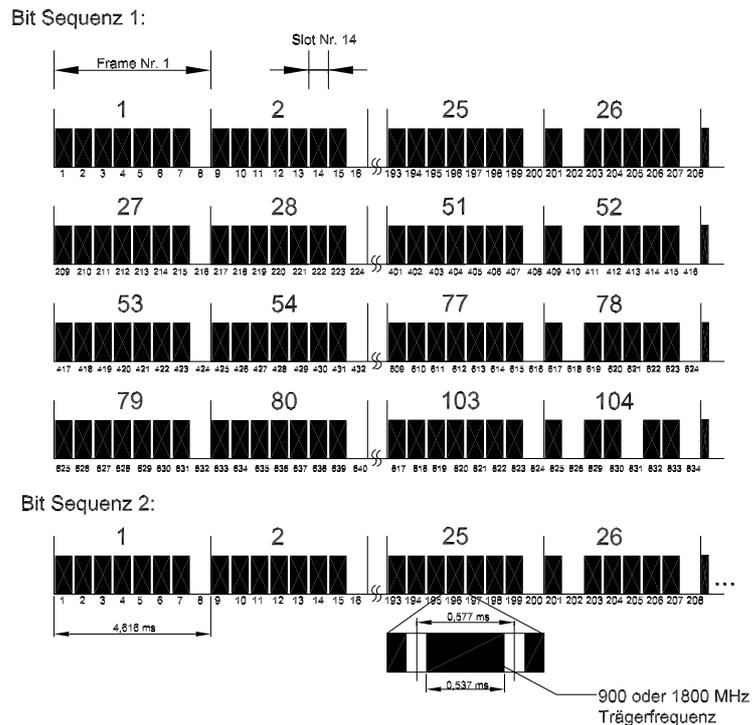


Abbildung 2.1: Zeitverlauf des generischen GSM-Modulationssignals.

Eine ausführliche Beschreibung des UMTS-Signals ist z.B. in [33, 34] enthalten. Biologische Experimente mit UMTS-Signalen erfolgen mit dem vor einigen Jahren in einem Arbeitskreis der FGF durch Vertreter von Netzbetreiberfirmen, Bundesbehörden und Universitäten definierten generischen UMTS-Testsignal [35], das die wesentlichen technischen Spezifikationen des FDD-Betriebs einschließlich der schnellen Leistungsregelung (*inner loop power control*) berücksichtigt. Einige Charakteristika des Zeitverlaufs dieses Signals, insbesondere das gewählte Schema zur Leistungsvariation, sind in Abbildung 2.2 dargestellt. Zur Erzeugung dieses Signals wird ein Signalgenerator (BUW, GUS 6960S) verwendet, der an der Bergischen Universität entwickelt wurde [36].

Zur Anhebung des Signalpegels auf die zur Erzielung der gewünschten SAR-Werte erforderlichen Leistung muss dem Generator ein Verstärker nachgeschaltet werden. Dieser Leistungsverstärker muss in der Lage sein, das UMTS-Signal möglichst linear

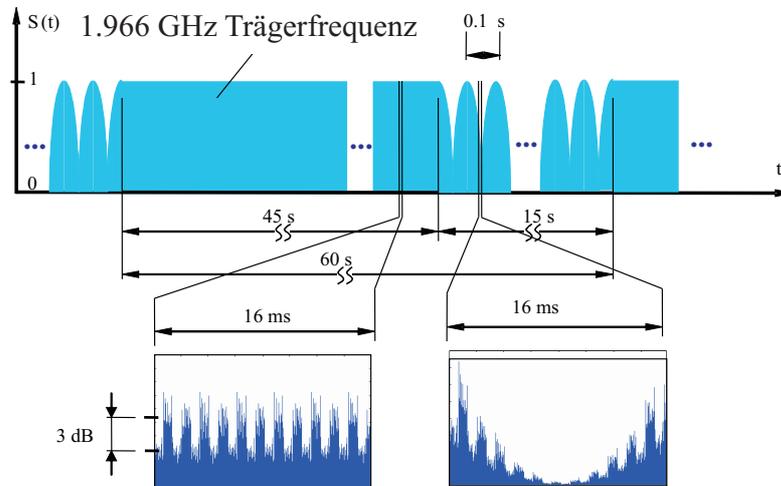


Abbildung 2.2: Zeitverlauf des mit 1 Minute periodischen generischen UMTS-Testsignals (Grafik: G. Schmid, ARCS Seibersdorf).

zu verarbeiten (*Crest*-Faktor ≥ 8 dB, Bandbreite: 5 MHz), damit Signalverfälschungen vermieden werden.

2.4 Rechenverfahren und -methoden

Die Bestimmung der Feld- und SAR-Verteilungen bei den in dieser Arbeit entwickelten Expositionseinrichtungen erfolgen mit Hilfe einer am Lehrstuhl für Theoretische Elektrotechnik entwickelten Software [34] und des kommerziellen Software-Pakets CST STUDIO SUITE [37]. Die beiden Programme [34] bzw. [37] basieren auf der sogenannten FDTD-Methode (**F**inite-**D**ifference **T**ime-**D**omain) bzw. auf der FI-Technik (**F**inite **I**ntegration **T**echnique).

FDTD: Für die Lösung der zeitabhängigen Maxwell'schen Gleichungen bei Modellen mit stark inhomogenen Feinstrukturen (z.B. Modelle mit Versuchstieren) ist die FDTD-Methode am meisten verbreitet [38,39]. Dabei werden die elektrischen und magnetischen Felder in diskretisierten Gitterstrukturen (Yee-Gitter) [40] dargestellt und

die Ableitungen durch finite Differenzen angenähert.

FIT: Die FI-Technik ist ein numerisches Verfahren zur Lösung der elektromagnetischen Grundgleichungen nach Maxwell in deren Integralform. Ihre mathematische Umsetzung führt auf die Algorithmen, die der FDTD-Methode von Yee [40] sehr ähnlich sind. Das wesentliche Charakteristikum liegt in der Aufteilung elektrischer und magnetischer Größen auf zwei Gitterzellen (*dual*) unter Berücksichtigung der jeweiligen Stetigkeitsbedingung. Dies ist die Basis für die Konsistenz dieser Methode. Details zur FIT können z.B. aus [41] entnommen werden.

2.5 Messmethoden

Um bestimmte numerische Ergebnisse abzustützen, werden Messungen durchgeführt. In diesem Abschnitt werden Messmethoden zur Messung bestimmter Größen wie z.B. elektrische Feldstärke, SAR und Temperatur präsentiert, die bei dieser Arbeit zum Einsatz kommen.

2.5.1 Feldmessung

Allgemein besteht eine Feld-Messeinrichtung aus einer Kombination von Mess-Sonde, Mess-Kopf und Messgerät. Abb. 2.3 zeigt die Komponenten einer Messeinrichtung.

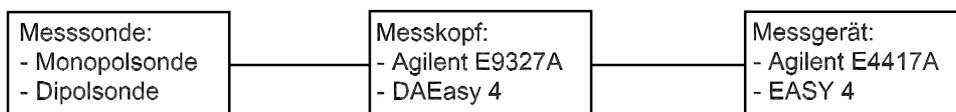


Abbildung 2.3: Schema einer Feld-Messeinrichtung.

Die Feldmessung erfolgt mit Hilfe eines aus einer Monopolsonde und einem Leistungsmesser bestehenden Systems bzw. mit einem SPEAG-System [42], das auf einer Dipolsonde basiert.

2.5.1.1 Monopolsonde

Eine Monopolsonde wurde aus einer *semi-rigid*-Koaxialleitung hergestellt, deren Innenleiter einseitig auf geeigneter Länge abisoliert wurde. Sie bietet sich an, da sie sehr klein [43], empfindlich und breitbandig ist. Die durch ihren Einsatz verursachte Feldstörung ist nahezu vernachlässigbar.

Abbildung 2.4 zeigt eine Monopolsonde mit Anschlussstecker und einem Messingteller, der die Halterung der Sonde vereinfacht.

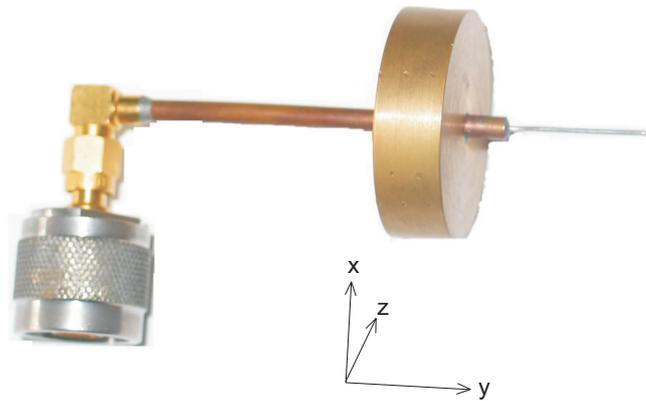


Abbildung 2.4: Foto einer Monopolsonde.

Der Außendurchmesser der Koaxialleitung beträgt $\varnothing_a = 4 \text{ mm}$. Die Länge der Sonde beeinflusst die Stärke des aufgenommenen Signals. Die in Abb. 2.4 dargestellte Sonde eignet sich für die Messung der E-Feld-Komponente, die in Achsenrichtung der Sonde zeigt (hier y-Richtung).

Um die absoluten Werte der elektrischen Feldstärke zu ermitteln, ist eine Kalibrierung der Monopolsonde in einem bekannten, definierten und stabilen Feld notwendig. Für die Sonden-Kalibrierung wird eine für die Ausbreitung der Grundwelle (H_{10}) bei einer

gewünschten Betriebsfrequenz dimensionierte Standard-Rechteckhohlleitung verwendet. Die Messsonde wird an den Messkopf (E9327A) des Leistungsmessgerätes (Agilent E4417A) angeschlossen und in die Wellenleitung durch Bohrungen eingeführt. Mit Hilfe der analytischen Formel der elektrischen Feldverteilung in der Standard-Rechteckhohlleitung wird eine Regression über die gemessenen Werte gezogen. Nach der Auswertung der Daten kann der Konversionsfaktor $K = U/E$ ermittelt werden.

2.5.1.2 Dipolsonde

Die verwendete Dipolsonde von SPEAG ist aus kleinen Dipolantennen aufgebaut. Sie kann sowohl in Luft als auch in Flüssigkeiten eingesetzt werden. Drei zueinander senkrecht angeordnete Dipolantennen ermöglichen die Messung aller drei Feld-Komponenten und somit die Bestimmung des Betrags der Feldstärke aus einer Messung (isotrop). Die Sonde kann mit hoher Auflösung das Feld messen, und sie verursacht nach Angaben des Herstellers nur eine sehr schwache Interaktion mit dem gesamten Feld [44]. Sie hat einen sensitiven Bereich der Länge 25 mm und einen Außendurchmessers von 8 mm und kann deshalb nicht bei allen hier vorgestellten Anlagen verwendet werden. Theoretische Betrachtungen zur Dipolsonde können z.B. aus [45] entnommen werden. Das verwendete Messsystem für Messungen der elektrischen Feldstärke stammt ebenfalls von SPEAG (DAEasy, EASY 4).

2.5.2 SAR- Messung

Das für die Messung der Spezifischen Absorptionsrate in flüssigkeitsgefüllten Körperphantomen verbreitete SPEAG-System kann in dieser Arbeit dafür nicht verwendet werden, weil die Sonde große Dimensionen im Vergleich zum Versuchsobjekt (vgl. Kap. 3) besitzt.

Die SAR in kleinen Versuchsobjekten (z.B. Zellen in kleinen Probengefäßen) wird mit Hilfe der Gl. 2.2 (Abschnitt 2.2.1) dadurch ermittelt, dass die Temperatur im Versuchsobjekt direkt nach Einschalten des HF-Signals gemessen wird. Die Messungen

erfolgen mit einer Glasfasersonde (s. Abschnitt 2.5.5.2) und müssen in dem Zeitbereich durchgeführt werden, in dem der lineare Temperaturanstieg vorhanden ist. In der Regel ist diese Dauer kleiner als eine Minute. Beispiele für die SAR-Ermittlung mit dieser Methode können z.B. aus [19,20,46,47] entnommen werden.

2.5.3 Streuparameter-Messung

Die S-Parameter-Messung erfolgt mit Hilfe eines Netzwerkanalysators (NA). Der Netzwerkanalysator Agilent E8363A bietet dabei die Möglichkeit, automatisch einen Frequenzbereich (zwischen 45 MHz und 40 GHz) mit einer wählbaren Schrittweite zu durchlaufen und die jeweiligen Messwerte aufzunehmen.

2.5.4 Messung dielektrischer Parameter

In der Literatur werden die elektrischen Eigenschaften (Permittivitätszahl und Leitfähigkeit) vieler Materialien, welche bei den Experimenten verwendet werden, für die hier benötigten Frequenz nicht gegeben. Daher ist die Messung der elektrischen Materialparameter notwendig. Solche Messungen erfolgen, wie weiter unten beschrieben, mit Hilfe einer Ausrüstung, die an einen NA angeschlossen wird. Das *Dielectric Probe Kit* (Agilent 85070E) kann in einem Frequenzintervall von 200 MHz bis zu 50 GHz verwendet werden. Der Frequenzbereich variiert mit dem verwendeten Messkopf. Die Messung kann eine Fehler-Abweichung von bis zu 5 % aufweisen.

Abbildung 2.5 zeigt das *Dielectric Probe Kit*.

Das *Dielectric Probe Kit* bestimmt die elektrischen Eigenschaften des Materials wie folgt: Der NA sendet ein Signal definierter Leistung und variabler Frequenz, das zum Messkopf geführt wird, der mit dem Messobjekt kontaktiert ist (Festkörper oder Flüssigkeit). Dadurch entsteht ein reflektiertes Signal, das vom NA empfangen und mit einer geeigneten Software frequenzabhängig nach Betrag und Phase analysiert wird. Als Ergebnis erhält man Real- und Imaginärteil der Permittivität über der Frequenz.

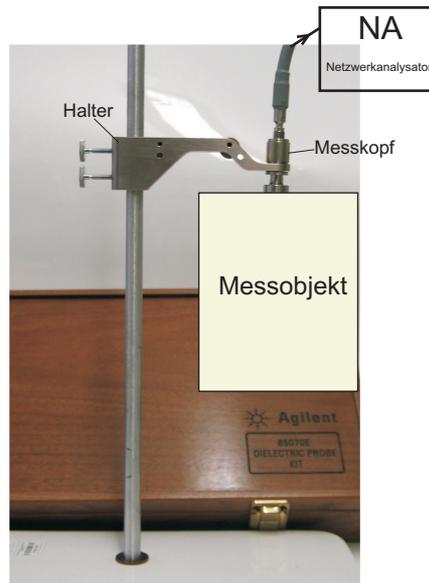


Abbildung 2.5: Ausrüstung (Agilent 85070E) zur Messung der Dielektrizitätskonstante eines Messobjektes.

2.5.5 Temperaturmessung

Temperaturmessungen im Zusammenhang mit EMVU werden durchgeführt, um Temperatureffekte während eines Experiments mit nicht-thermischer Exposition auszuschließen oder um die spezifische Absorptionsrate mit Hilfe der Gl. 2.2 zu ermitteln. In beiden Fällen dürfen die verwendeten Temperatursonden die Exposition nicht oder nur sehr gering beeinflussen. In diesem Abschnitt werden zwei Temperatursonden vorgestellt.

2.5.5.1 PT 1000

Bei einer PT1000-Sonde handelt es sich um einen PTC-Widerstand (*Positive Temperature Coefficient* \equiv Kaltleiter), der bei Temperaturanstieg seinen Widerstand erhöht. Die damit einhergehenden Spannungsänderungen werden über eine Messplatine an einen PC weitergegeben. Mit Hilfe einer am Lehrstuhl entwickelten Hardware/Software-

Kombination werden daraus die dazugehörigen Temperaturen berechnet. Eine vorherige Kalibrierung der Sonde ist notwendig. Diese Sonde muss, vor allem wegen ihrer metallischen Zuleitungen, so platziert werden, dass sie keine Feldstörungen verursacht.

2.5.5.2 Glasfasersonde

Im Gegensatz zu einem PTC-Widerstand enthält eine Glasfasersonde kein elektrisch leitendes Material. Diese Eigenschaft ermöglicht die Einführung solcher Sonden in Expositionsbereiche mit hohen elektrischen Feldstärken, ohne eine nennenswerte Störung im Feld zu verursachen. Glasfasersonden werden hier hauptsächlich verwendet, um den SAR-Wert gemäß Gl. 2.2 zu bestimmen. Ihre Abmessungen (s. Abb. 2.6) [48] ermöglichen die Messung in kleinen Versuchsobjekten und Volumina.

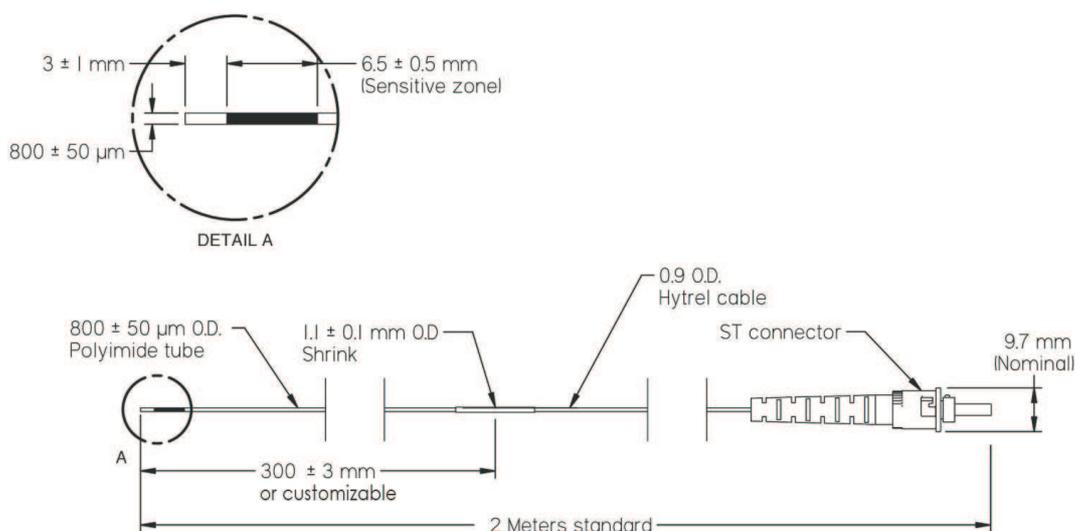


Abbildung 2.6: Schematische Darstellung einer Glasfasersonde für die Temperaturmessung zur Ermittlung des SAR-Wertes.

Beim faseroptischen Temperaturmesssystem FISO ändert sich das vom sensitiven Bereich am Ende einer Glasfaser reflektierte optische Signal in Abhängigkeit der Umgebungstemperatur. Das System (FTI-10 für Ein-Kanal-Messungen bzw. TMI für Vier- oder

Acht-Kanal-Messungen) [48] wertet diese Signaländerung aus und zeigt die entsprechende Temperatur an.

2.6 Zusammenfassung

In diesem Kapitel wurden sowohl Begriffe wie die Spezifische Absorptionsrate erläutert als auch die allgemeinen (technischen und biologischen) Anforderungen an eine Expositionseinrichtung gegeben. Die speziellen Anforderungen variieren in Abhängigkeit von dem zu exponierenden biologischen System. Die in dieser Arbeit verwendeten Signale sind GSM- bzw. UMTS-modulierte Mobilfunksignale der Trägerfrequenz 900 MHz oder 1800 MHz bzw. 1966 MHz . Die angewandten numerischen Rechenverfahren basieren auf der FDTD- und der FI-Technik. Die Rechen-Ergebnisse werden durch Feldmessungen mit einer Monopol- oder Dipolsonde abgestützt. Die Temperaturmessung zur Bestimmung der spezifischen Absorptionsrate erfolgt mit Hilfe eines Glasfaser-Messsystems.

KAPITEL 3

Finnleitung als Expositionseinrichtung für biologische Zellen *in vitro*

3.1 Einführung

Bei der Benutzung eines Mobilfunkgeräts wird dieses sehr nah am Ohr platziert. Es ist deshalb nahe liegend und durch viele detaillierte Untersuchungen belegt, dass die spezifische Absorptionsrate (SAR) im Bereich des Ohrs im Vergleich zu der in den übrigen Teilen des Kopfes und des Körpers besonders hoch ist. Beim Hören erfolgt die Umwandlung der akustischen in elektrische Signale durch die in der Hörschnecke am Corti-Organ befindlichen inneren Haarzellen. Von besonderem Interesse ist in diesem Zusammenhang das Verhalten der Ca^{2+} -Ionenkanäle in der Zellmembran der Haarzellen. Es ist üblich, das Verhalten der empfindlichen Ca^{2+} -Ionenkanäle mit Hilfe der *patch clamp*-Methode [49] zu untersuchen. Ziel des in diesem Kapitel beschriebenen Experiments war es festzustellen, ob Mobilfunksignale den Ionentransport durch die Membran innerer Haarzellen des Corti'schen Organs beeinflussen können.

KAPITEL 3. FINNLEITUNG ALS EXPOSITIONSEINRICHTUNG FÜR BIOLOGISCHE ZELLEN *IN VITRO*

Im folgenden Abschnitt wird zunächst das physiologische Experiment, wie es üblicherweise von Biologen (ohne Mobilfunksignale) durchgeführt wird, kurz beschrieben, und daraus abgeleitet, welche spezifischen Anforderungen eine geeignete Einrichtung zur Exposition der Haarzellen mit Funkwellen erfüllen muss. In dem nachfolgenden Abschnitt wird gezeigt, dass man mit einem Konzept, basierend auf dem Konstruktionsprinzip von Finnleitungen, die sehr speziellen Anforderungen erfüllen kann. Die Dimensionierung der Finnleitungsstruktur erfolgt mit Hilfe von numerischen Berechnungen ([37, 50]). Anschließend werden Berechnungen für leere und für mit den zur Durchführung der *patch clamp*-Messungen erforderlichen Vorrichtungen versehene Expositionsvorrichtungen durchgeführt. Um die Rechenergebnisse zu validieren, werden Messungen der Feldstärke und des Temperaturverhaltens durchgeführt. Anhand von Berechnungen der SAR in den Proben in der optimierten Expositionsvorrichtung wird bestimmt, welche Generatorleistungen aufzuwenden sind, um bestimmte vorgegebene SAR-Werte in den Haarzellen zu erzielen.

Da es bei der Durchführung der Experimente sehr schwierig ist, die Flüssigkeitsmenge im Probengefäß und die Position der *patch clamp*-Elektrode (auch bei sehr sorgfältiger Vorgehensweise) immer gleich einzustellen, wird mit Hilfe weiterer numerischer Untersuchungen festgestellt, wie stark Abweichungen von vorgegebener Flüssigkeitsmenge bzw. Position der *patch clamp*-Elektrode das Ergebnis für die SAR beeinflussen.

Die Experimente wurden im physiologischen Institut der Universität Tübingen durchgeführt.

3.2 Beschreibung des Experiments und spezifische Anforderungen

Zur Vorbereitung des Experiments werden Teile aus dem Corti'schen Organ des Innenohrs von Mäusen präpariert und *in vitro* in einem Probengefäß mit extrazellulärer Lö-

KAPITEL 3. FINNLEITUNG ALS EXPOSITIONSEINRICHTUNG FÜR BIOLOGISCHE ZELLEN *IN VITRO*

sung untersucht. Das Probengefäß hat einen Glasboden, auf den ein zusätzliches Deckglas mit dem Präparat aufgelegt wird. Eine dünne *patch clamp*-Elektrode, die unter einem Winkel $\alpha = 67^\circ$ zur Vertikalen (Abb. 3.1) schräg positioniert und mit intrazellulärer Lösung gefüllt wird, wird mit einer der Haarzellen des Corti'schen Organs kontaktiert, danach wird der Calcium-Ionenstrom zwischen Zellinnerem und einer Gegenelektrode in der Umgebung gemessen. Ein Immersionsmikroskop wird verwendet, um den Kontaktierungsvorgang zu beobachten. Unterhalb des Probengefäßes ist eine Kondensatorlinse montiert. Diese fokussiert den Lichtstrahl zur Beleuchtung der Zellen. Die Dauer einer Messung beträgt insgesamt 40 Minuten, wobei die Vorlauf- bzw. Nachlaufphase (ohne Befeldung) 5 *Min.* bzw. 15 *Min.* dauert.

Abbildung 3.1 stellt den physiologischen Aufbau des Experiments dar.

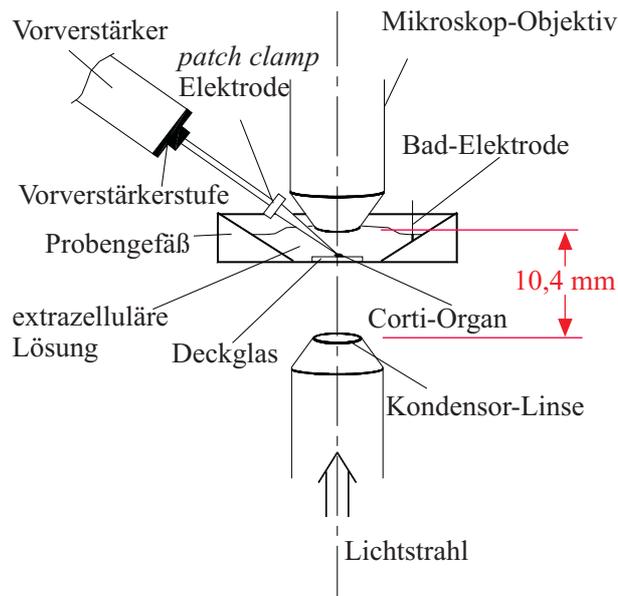


Abbildung 3.1: Physiologischer Versuchsaufbau ohne Expositionseinrichtung.

Im Aufenthaltsbereich der Zellen, der einen Durchmesser von ca. 4 mm hat, soll die Feldverteilung möglichst homogen sein. Außerdem darf der Abstand zwischen dem Mikroskopobjektiv und der Kondensatorlinse wegen des Arbeitsabstands des Mikros-

KAPITEL 3. FINNLEITUNG ALS EXPOSITIONSEINRICHTUNG FÜR BIOLOGISCHE ZELLEN *IN VITRO*

kops 10,4 mm nicht überschreiten (s. Abb.3.1). Die Expositionskammer muss hochfrequenztechnisch möglichst dicht, aber mechanisch offen für die Einführung der *patch clamp*-Elektrode, der Kanülen für die Perfusion und des fokussierten Lichtstrahls sein. Innerhalb des Aufenthaltsbereichs der Zellen muss eine maximale SAR von 20 W/kg erzeugbar sein, ohne dass dabei eine signifikante Erwärmung auftritt. Die Versuche sollen neben der maximalen SAR bei 2 W/kg, 0,2 W/kg, 0,02 W/kg und bei Scheinexposition (0 W/kg) durchgeführt werden. Durch eine geeignete Verblindung muss gewährleistet werden, dass der durchführende Biologe nicht weiß, welcher SAR-Wert aktuell eingestellt ist. Die besonderen Herausforderungen bei der Entwicklung einer Expositionsanlage für das beschriebene Experiment bestehen insgesamt darin, dass

- ein extrem kleiner Bereich in einer komplexen Umgebung exponiert werden soll,
- hohe SAR-Werte in einer sehr kleinen Probe erzielt werden müssen,
- trotz einer fast punktförmigen SAR-Quelle keine Erwärmungen auftreten,
- die Einführung des Mikroskopobjektivs das Expositionsfeld nicht stark beeinflusst und
- Abstrahlung hoher Feldstärken vermieden wird, um die hochempfindlichen physiologischen Messungen nicht zu verfälschen.

3.3 Entwicklung der Expositionseinrichtung

In diesem Abschnitt wird ein neues Konzept für die Finnleitung entwickelt, um die Anforderungen an die Expositionseinrichtung zur Untersuchung möglicher Effekte von HF-Signalen (hier: *GSM* und *UMTS*) auf innere Haarzellen zu erfüllen ([51–53]). Außerdem wird auf die Dimensionierung des Querschnitts der Finnleitung und die Anregung der Finn-Welle eingegangen.

3.3.1 Konventionelle Finnleitung

Die Finnleitung ist eine quasi-planare Leitung, die Anfang der 70er Jahre ([54, 55]) als neue Übertragungsleitung für Signale im Mikrowellenbereich vorgeschlagen wurde [56]. Zu ihren Vorteilen gehört die Kompatibilität mit anderen planaren Leitungsstrukturen, die vollständige Abschirmung und damit die Abwesenheit von Abstrahlung. Außerdem hat sie den großen Vorteil, dass das Feld in dem relativ kleinen Bereich zwischen den beiden Finnen konzentriert ist. Die Finnleitung kann als eine abgeschirmte Schlitzleitung, die parallel zur elektrischen Feldstärke (E -Ebene) in eine H_{10} -Rechteckhohlleitung eingesetzt wird, angesehen werden. (s. Abb. 3.2 [57]).

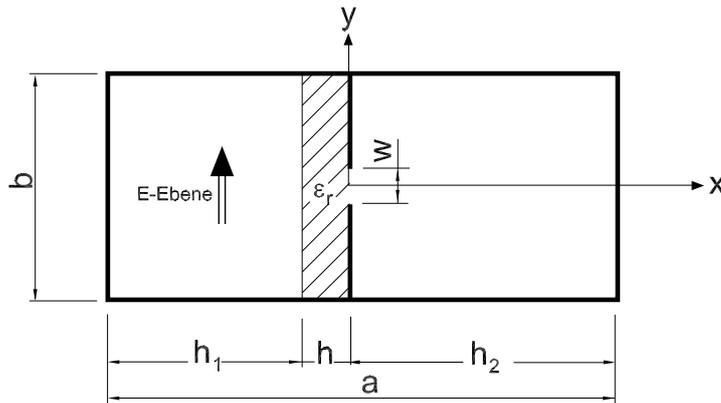


Abbildung 3.2: Querschnitt einer unilateralen konventionellen Finnleitung.

Die Idee bei der Verwendung dieses Konzeptes für das durchzuführende Experiment ist, das Feld im Schlitz zwischen den beiden Finnen als Expositionsfeld zu nutzen. Dieses würde eine Positionierung des Probengefäßes mit der Flüssigkeit unmittelbar auf den Finnen erfordern. Damit die Finn-Welle für die gewünschten Frequenzen (900, 1800 und 1966 MHz) ausbreitungsfähig ist, wird ein deutlich größerer Abstand zwischen den Metallwänden (Breite a in Abb. 3.2) als 10,4 mm (s. Abschnitt 3.2) benötigt. Diese Anforderung kann mit einer konventionellen Finnleitungsstruktur nicht erfüllt werden. Außerdem darf wegen der erforderlichen optischen und mechanischen

KAPITEL 3. FINNLEITUNG ALS EXPOSITIONSEINRICHTUNG FÜR BIOLOGISCHE ZELLEN *IN VITRO*

Zugänglichkeit des Schlitzes zwischen den Finnen kein dielektrischer Materialeinsatz verwendet werden.

3.3.2 Neues Konzept der Finnleitung

Es wird deshalb eine modifizierte Finnleitungsstruktur entwickelt, bei der die Schlitzleitung parallel in der H -Ebene der Hohlleitung angeordnet ist.

Abbildung 3.3 gibt einer solchen Finnleitung wieder.

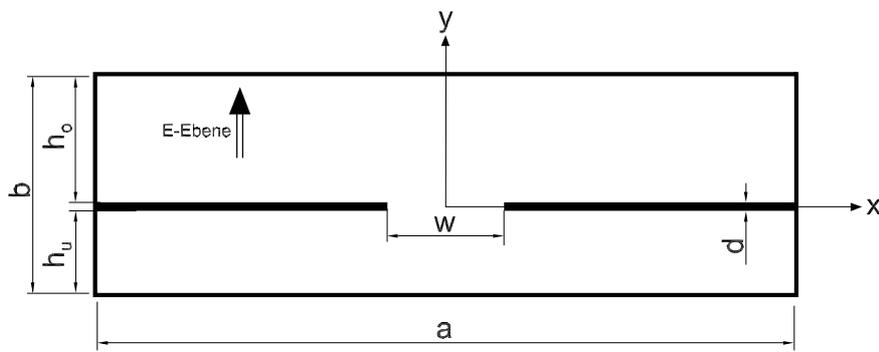


Abbildung 3.3: Querschnitt einer Finnleitung mit horizontalen Finnen.

Das Expositionsfeld wird aus dem Feld der Finn-Welle im Bereich zwischen den beiden Finnen gewonnen. Auch in dieser neuen Struktur können neben der Finn-Welle weitere Hohlleitungswellen ausbreitungsfähig sein. Dabei erkennt man bereits qualitativ aus der Skizze in Abbildung 3.3, dass in beiden durch die Finnen weitgehend getrennten oberen und unteren Teilen der Wellenleitung Wellentypen mit näherungsweise kosinusförmigem Verlauf in x -Richtung und konstantem Verlauf in y -Richtung bei einer Breite der Hohlleitung von $a \geq \lambda/2$ ausbreitungsfähig sind. Ziel der Untersuchungen im Abschnitt 3.3.3 ist es deshalb vor allem, durch geeignete Abmessungen die Grenzfrequenzen dieser Wellentypen gegenüber der der Finn-Welle zu erhöhen.

3.3.3 Dimensionierung der Finnleitung

Die Grenzfrequenzen der Finn-Welle sowie der weiteren Hohlleitungswellen werden von den Parametern a , b , w , h_u , h_o bestimmt (s. Abb. 3.3).

Im Folgenden werden mit Hilfe der Eigenmode-Löser in [50] und [37] Untersuchungen bei Variation unterschiedlicher Parameter durchgeführt.

Betrachtet wird wegen der Anforderungen zur Einführung der *patch clamp*-Elektrode eine Rechteckhohlleitung der Höhe $b = 14,5 \text{ mm}$. Für diese Untersuchungen werden die Finnen in der Mitte der Rechteckhohlleitung positioniert, um eine prinzipielle Aussage über die Ausbreitungsfähigkeit der Finn-Welle zu treffen. Bei konstanter Schlitzbreite $w = 4 \text{ mm}$ und konstanter Dicke der Finnen $d = 3 \text{ mm}$ wird die Ausbreitungsfähigkeit der Finn-Welle bestimmt.

In Abbildung 3.4 ist die Ausbreitungskonstante der Finn-Welle in Abhängigkeit von der Hohlleitungsbreite a und der Frequenz dargestellt.

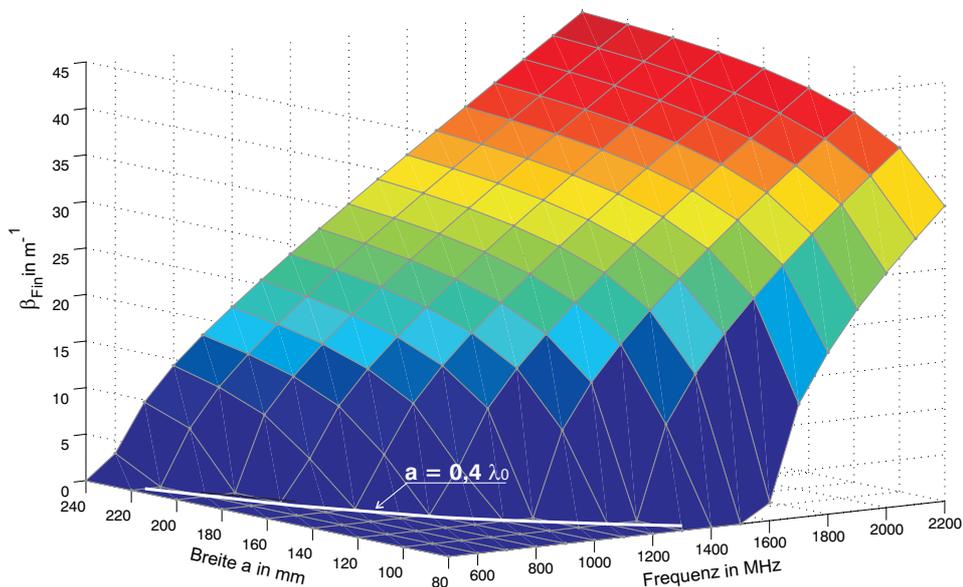


Abbildung 3.4: Ausbreitungskonstante der Finn-Welle in Abhängigkeit der Frequenz und der Breite a ($b = 14,5 \text{ mm}$, $w = 4 \text{ mm}$, $d = 3 \text{ mm}$ und $h_u = h_o$).

KAPITEL 3. FINNLEITUNG ALS EXPOSITIONSEINRICHTUNG FÜR BIOLOGISCHE ZELLEN *IN VITRO*

Drückt man die Frequenz f durch die entsprechende Wellenlänge (λ_0) aus, so ist für $80 \text{ mm} \leq a \leq 240 \text{ mm}$ die Finn-Welle bei einer Breite von etwa $a > 0,4 \lambda_0$ ausbreitungsfähig.

Wie zu erwarten, erhöht sich bei einer festen Breite a der Wert der Ausbreitungskonstante β_{Fin} mit der Frequenz f .

Als nächster Schritt wird der Einfluss der Finn-Dicke d untersucht. Abbildung 3.5 veranschaulicht die Abhängigkeit der Ausbreitungskonstante von d für drei Frequenzen. Dabei und bei den folgenden Betrachtungen wird eine Breite von $a(900 \text{ MHz}) = 160 \text{ mm}$, $a(1800 \text{ MHz}) = 80 \text{ mm}$ und $a(1966 \text{ MHz}) = 74 \text{ mm}$ und eine Höhe der Rechteckhohlleitung von $b(900 \text{ MHz}) = 14,5 \text{ mm}$, $b(1800 \text{ MHz}) = 14,1 \text{ mm}$ und $b(1966 \text{ MHz}) = 13,5 \text{ mm}$ gewählt.

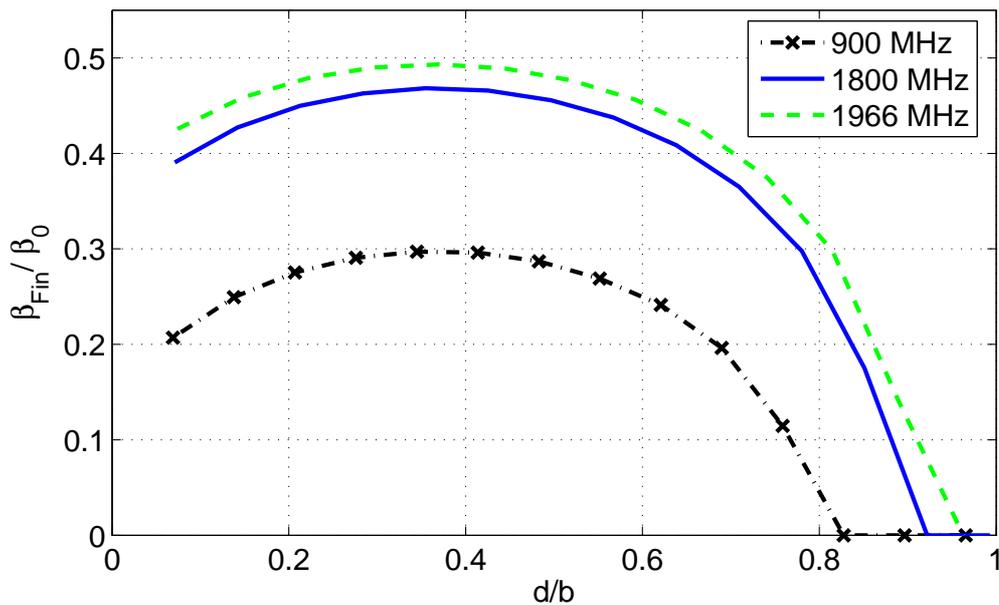


Abbildung 3.5: Ausbreitungskonstante bei variabler Dicke d ($f = 900 \text{ MHz}$: $a = 160 \text{ mm}$, $b = 14,5 \text{ mm}$; $f = 1800 \text{ MHz}$: $a = 80 \text{ mm}$, $b = 14,1 \text{ mm}$; $f = 1966 \text{ MHz}$: $a = 74 \text{ mm}$, $b = 13,5 \text{ mm}$; $w = 4 \text{ mm}$ und $h_u = h_o$).

KAPITEL 3. FINNLEITUNG ALS EXPOSITIONSEINRICHTUNG FÜR BIOLOGISCHE ZELLEN *IN VITRO*

Offensichtlich ist die Variation von β_{Fin} für $0,2 \leq d/b(f) \leq 0,5$ bei allen drei Frequenzen nicht groß ($Max/Min \leq 1,09$). Aus diesem Grund konnte für die endgültige Konfiguration eine Dicke $d = 3 \text{ mm}$ festgelegt werden.

Als weiterer Parameter wird die Schlitzbreite w untersucht.

Abbildung 3.6 gibt die Ausbreitungskonstante der Finn-Welle in Abhängigkeit der Schlitzbreite w wieder, wobei $d = 3 \text{ mm}$ ist.

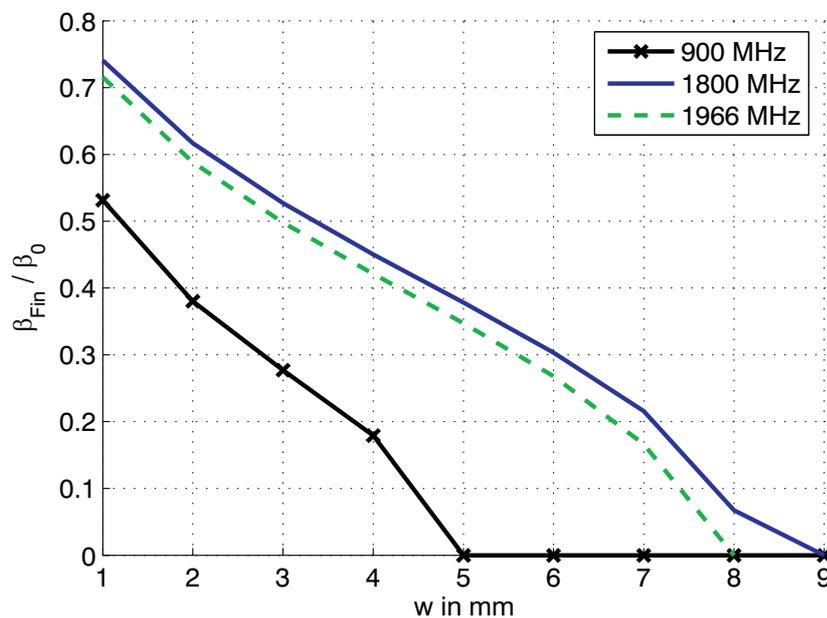


Abbildung 3.6: Ausbreitungskonstante bei variabler Schlitzbreite w ($f = 900 \text{ MHz}$: $a = 160 \text{ mm}$, $b = 14,5 \text{ mm}$; $f = 1800 \text{ MHz}$: $a = 80 \text{ mm}$, $b = 14,1 \text{ mm}$; $f = 1966 \text{ MHz}$: $a = 74 \text{ mm}$, $b = 13,5 \text{ mm}$; $d = 3 \text{ mm}$ und $h_u = h_o$).

Man erkennt, dass bei 900 MHz die Finn-Welle ab einer Schlitzbreite von 5 mm , bei 1800 MHz ab einer Schlitzbreite von ca. 9 mm nicht mehr ausbreitungsfähig ist. Da für die spätere Positionierung der Haarzellen ein Toleranzbereich mit einem Durchmesser von ca. 4 mm anzusetzen ist, wird für alle drei Frequenzen die Schlitzbreite $w = 4 \text{ mm}$ gewählt.

KAPITEL 3. FINNLEITUNG ALS EXPOSITIONSEINRICHTUNG FÜR BIOLOGISCHE ZELLEN *IN VITRO*

Die bisherigen Betrachtungen wurden bei $h_u = h_o$ durchgeführt. Es ist zu erwarten, dass die Ausbreitungskonstante der Finn-Welle auch durch die Höhen h_u und h_o beeinflusst wird. Um den gewünschten Abstand zwischen der Mikroskop-Frontlinse und der Kondensor-Linse (vgl. Abb. 3.1) zu erreichen, muss $h_u \leq 3 \text{ mm}$ sein; es ist deshalb zu untersuchen, inwieweit die Finn-Welle durch die Änderung der Höhen h_u und h_o beeinflusst wird.

Abbildung 3.7 zeigt die Ausbreitungskonstante der Finn-Welle in Abhängigkeit der Höhe h_u bei einer Dicke $d = 3 \text{ mm}$. Die Höhe h_o ergibt sich aus $h_o = b - h_u - d$.

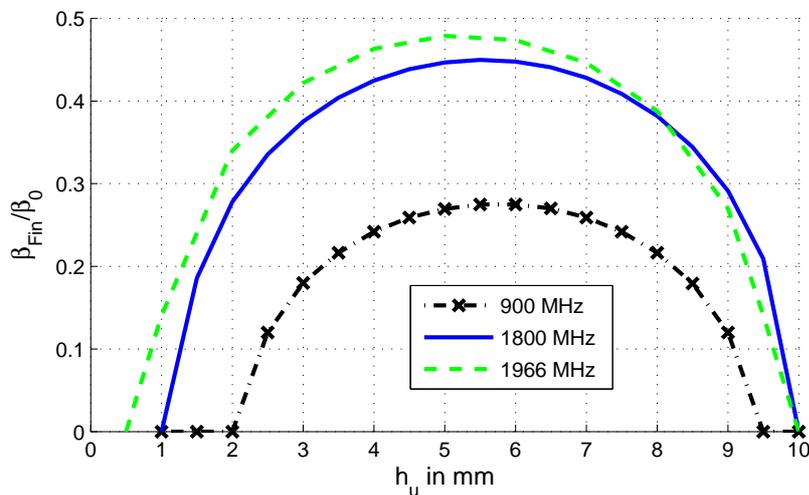


Abbildung 3.7: Ausbreitungskonstante bei variabler Höhe h_u ($f = 900 \text{ MHz}$: $a = 160 \text{ mm}$, $b = 14,5 \text{ mm}$; $f = 1800 \text{ MHz}$: $a = 80 \text{ mm}$, $b = 14,1 \text{ mm}$; $f = 1966 \text{ MHz}$: $a = 74 \text{ mm}$, $b = 13,5 \text{ mm}$; $d = 3 \text{ mm}$ und $w = 4 \text{ mm}$).

Wird die Höhe h_u bzw. h_o sehr klein, so ist die Finn-Welle nicht mehr ausbreitungsfähig. Für die endgültige Dimensionierung wird die Höhe $h_u = 3 \text{ mm}$ gewählt, wofür die Finn-Welle bei allen drei Frequenzen ausbreitungsfähig ist.

Durch Erhöhung der Breite a können sich, wie schon erwähnt, weitere ungewünschte Wellen ausbreiten.

Abbildung 3.8 zeigt die Ausbreitungskonstanten der Finn-Welle und der nächst-höheren

KAPITEL 3. FINNLEITUNG ALS EXPOSITIONSEINRICHTUNG FÜR BIOLOGISCHE ZELLEN *IN VITRO*

Wellentypen für die Frequenzen 900, 1800 und 1966 MHz bei den Parametern $b(900 \text{ MHz}) = 14,5 \text{ mm}$, $b(1800 \text{ MHz}) = 14,1 \text{ mm}$, $b(1966 \text{ MHz}) = 13,5 \text{ mm}$, $d = 3 \text{ mm}$, $w = 4 \text{ mm}$ und $h_u = h_o$. Man erkennt, dass die Finn-Welle ab ca. $a/\lambda_0 = 0,42$ ausbreitungsfähig wird.

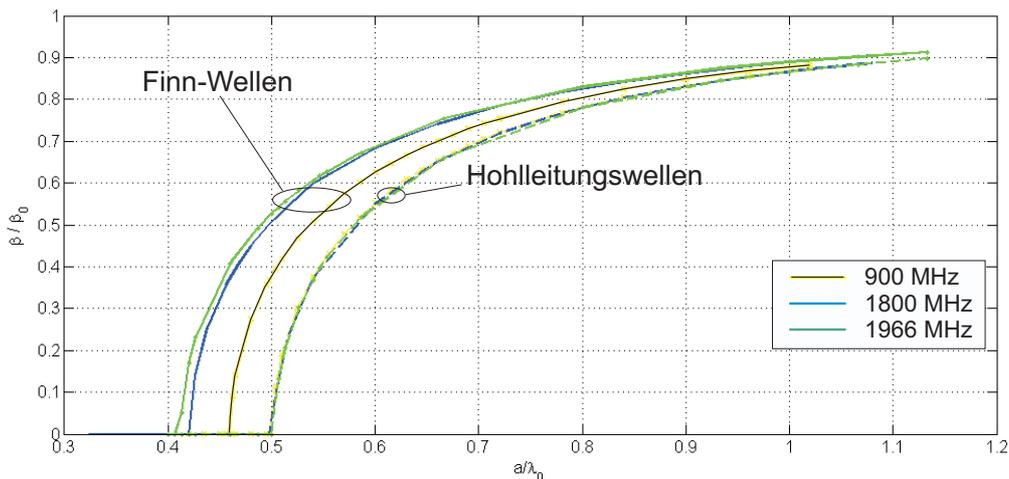


Abbildung 3.8: Ausbreitungskonstanten der Finn- und Hohlleitungs-Wellen in Abhängigkeit der Breite a bei den Frequenzen 900 MHz, 1800 MHz und 1966 MHz ($f = 900 \text{ MHz}$: $b = 14,5 \text{ mm}$; $f = 1800 \text{ MHz}$: $b = 14,1 \text{ mm}$; $f = 1966 \text{ MHz}$: $b = 13,5 \text{ mm}$; $d = 3 \text{ mm}$, $w = 4 \text{ mm}$ und $h_u = h_o$).

Die Ausbreitungskonstanten der beiden nächst-höheren Wellentypen sind wegen $h_u = h_o$ identisch. Sie entsprechen in etwa derjenigen der H_{10} -Welle in einer Rechteckhohlleitung der Breite a ; die höheren Wellentypen sind also ab einer Breite von $a > 0,5 \lambda_0$ ausbreitungsfähig. Bezeichnet man die Grenzfrequenz der Finn-Welle mit $f_{c,Fin}$ und die der beiden nächst-höheren Wellen mit $f_{c,g1}$, dann wird die Differenz $\Delta f_c = f_{c,g1} - f_{c,Fin}$ mit der Frequenz f größer.

Für die hier maßgeblichen Frequenzen steht also ein Bereich zur Wahl von a zur Verfügung, für den allein die Finn-Welle ausbreitungsfähig ist.

KAPITEL 3. FINNLEITUNG ALS EXPOSITIONSEINRICHTUNG FÜR BIOLOGISCHE ZELLEN *IN VITRO*

Die Kurven in Abbildung 3.9 geben den Unterschied Δf_c für zwei verschiedene Parametersätze von h_u und h_o wieder. Diese Kurven entstanden bei Variation der Hohlleitungsbreite a , wodurch sich auch die beiden Frequenzen $f_{c,Fin}$ und $f_{c,g1}$ ändern.

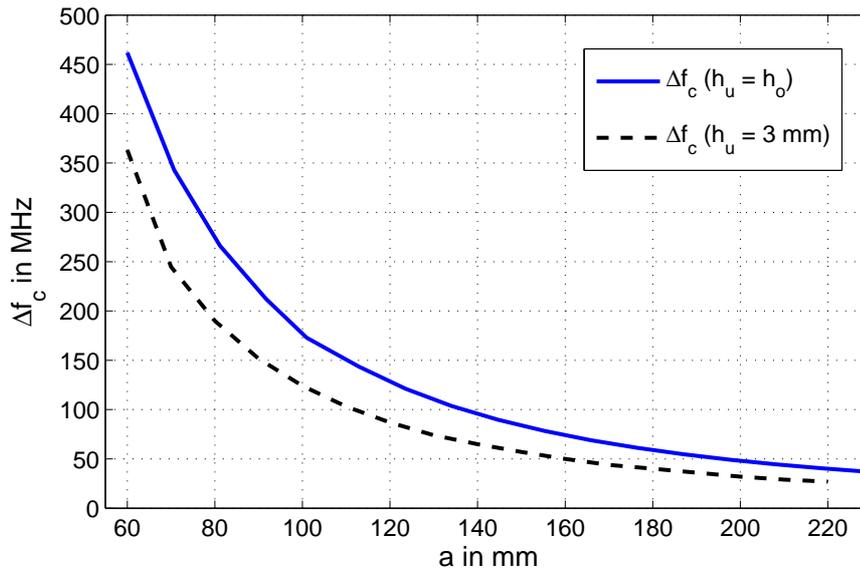


Abbildung 3.9: Unterschied Δf_c zwischen den Grenzfrequenzen der Finn-Welle und der ersten ausbreitungsfähigen Hohlleitungswelle als Funktion von a für den mittigen Fall $h_u = h_o = 5,5$ mm und für $h_u = 3$ mm ($b = 14,5$ mm, $d = 3$ mm und $w = 4$ mm).

An Abb. 3.9 erkennt man, dass die Differenz der Grenzfrequenzen Δf_c exponentiell mit steigender Hohlleitungsbreite a abfällt. Bei Veränderung der Höhen h_u bzw. h_o gegenüber dem mittigen Fall $h_u = h_o$ (z.B. bei $h_u = 3$) ist, wie aus der Abb. 3.9 zu entnehmen, die Differenz Δf_c kleiner. Das Verkleinern oder Vergrößern der Höhen h_u bzw. h_o liefert immer einen kleineren Frequenzunterschied Δf_c , weil sich die Welle im Hohlleitungsbereich mit dem größeren Querschnitt als erste Welle ausbreiten kann. D.h., im Gegensatz zu einer Standard-Rechteckhohlleitung, bei der die Höhe bezüglich der Ausbreitungsfähigkeit der H_{10} -Welle keine Rolle spielt, beeinflussen die Höhen h_u

KAPITEL 3. FINNLEITUNG ALS EXPOSITIONSEINRICHTUNG FÜR BIOLOGISCHE ZELLEN *IN VITRO*

und h_o die Ausbreitung der Hohlleitungswellen bei dieser Struktur.

Ziel der vorherigen Untersuchungen war die Dimensionierung der neuen Finnleitungsstruktur so, dass nur die Finn-Welle bei der gewünschten Frequenz 900 MHz , 1800 MHz oder 1966 MHz ausbreitungsfähig ist. Dies wird für jede Frequenz nur gewährleistet, wenn eine bestimmte Hohlleitungsbreite a gegeben ist, d.h. für jede Frequenz muss eine separate Expositions-kammer entwickelt werden.

Tabelle 3.1 gibt die endgültigen Dimensionierungsparameter für alle drei gewünschten Frequenzen wieder.

Frequenz	$a[\text{mm}]$	$b[\text{mm}]$	$h_u[\text{mm}]$	$h_o[\text{mm}]$	$d[\text{mm}]$	$w[\text{mm}]$
900 MHz	160	14,5	3	8,5	3	4
1800 MHz	80	14,1	3	8,1	3	4
1966 MHz	74	13,5	3	7,5	3	4

Tabelle 3.1: Endgültige Dimensionierungsparameter der verwendeten Finnleitungen für die Frequenzen 900 MHz , 1800 MHz und 1966 MHz

3.3.4 Feldverteilung in den dimensionierten leeren Leitungen

Im Folgenden werden mit dem Software-Paket CST STUDIO SUITE [37] berechnete Ergebnisse für die Feldverteilungen in den Finnleitungen vorgestellt.

Abbildung 3.10 stellt den Betrag der elektrischen Feldstärke im Querschnitt der 900 MHz -Finnleitung bei einer Eingangsleistung von $P_{in,section} = 1\text{ W}$ dar. Die Leistung $P_{in,section}$ entspricht der gesamten in den Querschnitt der Finnleitung eingespeisten Leistung, die sich aus dem Integral der Leistungsdichte über den Querschnitt ergibt.

Es ist deutlich zu erkennen, dass das Feld auf den Schlitz zwischen den beiden Finnen konzentriert ist. Die Wellenlänge der geführten Finn-Welle beträgt $\lambda_{Fin,900} = 1,81\text{ m}$ und die cut-off Frequenz $f_{c,Fin,900} = 884,6\text{ MHz}$. Die nächst-höhere Welle wird oberhalb der Frequenz $f_{c,g1,900} = 938,5\text{ MHz}$ ausbreitungsfähig, d.h. für die gewünschte

KAPITEL 3. FINNLEITUNG ALS EXPOSITIONSEINRICHTUNG FÜR BIOLOGISCHE ZELLEN *IN VITRO*

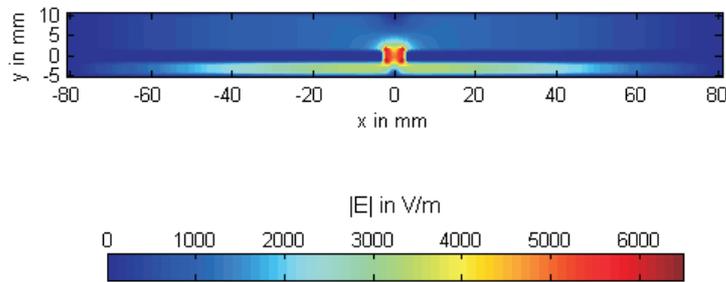


Abbildung 3.10: Betrag der elektrischen Feldstärke im Querschnitt der 900 MHz -Finnleitung ($P_{in,section} = 1W$).

Frequenz 900 MHz ist nur die Finn-Welle ausbreitungsfähig.

Abbildung 3.11 stellt den Betrag der elektrischen Feldstärke im Querschnitt der 1800 MHz -Finnleitung bei einer Eingangsleistung von $P_{in,section} = 1W$ dar.

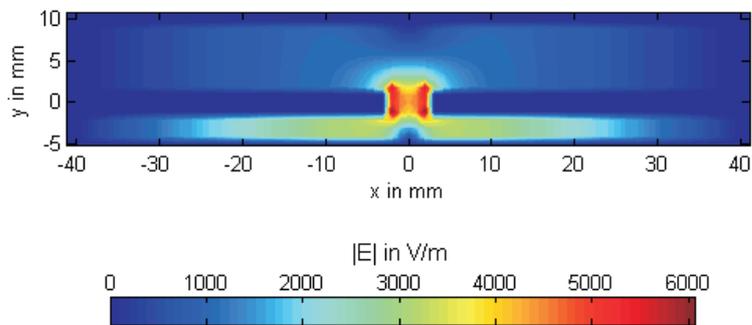


Abbildung 3.11: Betrag der elektrischen Feldstärke im Querschnitt der 1800 MHz -Finnleitung ($P_{in,section} = 1W$).

Das elektrische Feld ist wieder im Schlitz konzentriert. Die Wellenlänge der Finn-Welle ist $\lambda_{Fin,1800} = 0,48 m$, die cut-off Frequenz beträgt $f_{c,Fin,1800} = 1686 MHz$. Die cut-off Frequenz der nächst-höheren Welle beträgt $f_{c,g1,1800} = 1862 MHz$, d.h.

KAPITEL 3. FINNLEITUNG ALS EXPOSITIONSEINRICHTUNG FÜR BIOLOGISCHE ZELLEN *IN VITRO*

auch bei der Betriebsfrequenz von 1800 MHz ist keine weitere Welle neben der Finn-Welle ausbreitungsfähig.

Abbildung 3.12 zeigt den Betrag der elektrischen Feldstärke im Querschnitt der *UMTS*-Finnleitung ($f = 1966\text{ MHz}$) bei einer Eingangsleistung von $P_{in,section} = 1\text{ W}$.

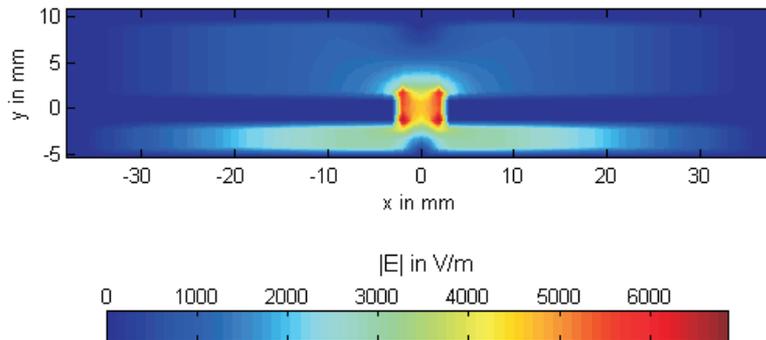


Abbildung 3.12: Betrag der elektrischen Feldstärke im Querschnitt der *UMTS*-Finnleitung ($P_{in,section} = 1\text{ W}$).

Bei der *UMTS*-Finnleitung beträgt die Wellenlänge der Finn-Welle, deren cut-off Frequenz $f_{c,Fin,UMTS} = 1811\text{ MHz}$ ist, $\lambda_{Fin,UMTS} = 0,39\text{ m}$. Die cut-off Frequenz der nächst-höheren Welle beträgt $f_{c,g1,UMTS} = 2034\text{ MHz}$, d.h. bei der Betriebsfrequenz von 1966 MHz ist wiederum keine weitere als die Finn-Welle ausbreitungsfähig.

Insgesamt bestätigen die Abbildungen 3.10 - 3.12, dass in den Leitungen, deren Abmessungen im Abschnitt 3.3.3 bestimmt wurden, Finn-Wellen bei den benötigten Frequenzen ausbreitungsfähig sind und dass diese Finn-Wellen eine deutliche Konzentration des Feldes im Schlitz zwischen den beiden Finnen aufweisen.

3.3.5 Modellierung des physiologischen Messaufbaus

An dieser Stelle wird auf die Modellierung der in die Finnleitung eingeführten Komponenten für die physiologischen Messungen eingegangen. Die Modellierung erfolgt

KAPITEL 3. FINNLEITUNG ALS EXPOSITIONSEINRICHTUNG FÜR BIOLOGISCHE ZELLEN *IN VITRO*

mit Hilfe des Software-Pakets CST STUDIO SUITE [37]. Abbildung 3.13 zeigt neben dem Computermodell zum Vergleich auch den realen Aufbau mit dem Probengefäß und seiner Umgebung.

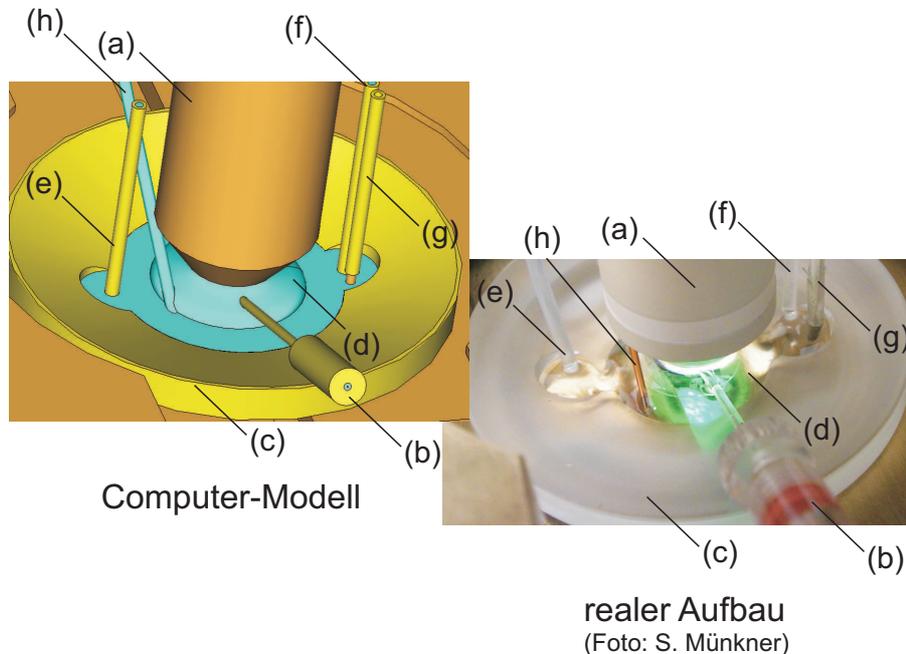


Abbildung 3.13: Computermodell und realer Aufbau der unmittelbaren Umgebung des Probengefäßes. (a) Mikroskop-Objektiv, (b) *patch clamp*-Elektrode, (c) Probengefäß, (d) Lösung mit Tropfenbildung, (e),(f) Kanülen für Perfusion, (g) Anschlussdraht für Badelektrode, (h) Glasfaser-Sonde zur Temperaturmessung während der Experimente.

Der Außendurchmesser des Probengefäßes beträgt $\phi_{Gef,a} = 47 \text{ mm}$, seine Höhe inklusive des aus Glas bestehenden Bodens $h_{Gef} = 6,5 \text{ mm}$. Das auf den Boden aufgelegte Deckglas mit dem Präparat hat einen Durchmesser von $\phi_{DGlas} = 10 \text{ mm}$ und eine Dicke von $d_{DGlas} = 160 \text{ }\mu\text{m}$. Das Mikroskop-Objektiv hat einen Arbeitsabstand von $d_{mik} = 3,6 \text{ mm}$, d.h. der Abstand zwischen dem Mikroskop-Objektiv und den Haarzellen beträgt d_{mik} . Die *patch clamp*-Elektrode wird in Ausbreitungsrichtung der Welle unter dem Winkel $\alpha_{pce} = 67^\circ$ zur Vertikalen (hier: y-Richtung) schräg positioniert und mit der intrazellulären Lösung gefüllt. Die Flüssigkeit im Probengefäß hat

ein Soll-Volumen von 0,75 ml. Die verwendeten Komponenten sind für alle Frequenzen gleich, aber ihre elektrischen Eigenschaften variieren mit der Betriebsfrequenz f . Die elektrischen Materialeigenschaften sind teilweise aus [58] entnommen worden. Die der Flüssigkeit wurden mit dem in Kap. 2.5.4 beschriebenen System gemessen.

3.3.6 HF-Speisung der Expositionseinrichtungen

Übliche Sender im hier interessierenden Frequenzbereich haben als Ausgangsleitung 50 Ω -Koaxialkabel. Die in Abschnitt 3.3.3 dimensionierten Finnleitungen sind jedoch symmetrisch aufgebaut. Man benötigt also für deren Speisung einen Übergang von dem unsymmetrischen Koaxialkabel auf die symmetrische Finnleitung.

3.3.6.1 Anregung der Finn-Welle

Es bietet sich für die Wellenanregung an, ein Leitungsstück mit einer Koplanarleitungsstruktur (KPL) einzusetzen ([59,60]). In [61] wurde das gleiche Prinzip verwendet, wobei das Feld in der koplanaren Struktur als Expositionsfeld genutzt wurde. Dagegen dient in diesem Fall die koplanare Struktur nur zur Anregung der Finn-Welle. Abbildung 3.14 zeigt einen Koaxial-/Finnleitungs-Adapter, bestehend aus einer Konusleitung und einem Koplanar-Transformator.

Im Folgenden wird zur Erzielung eines ausreichenden Eingangs-Reflexionsfaktors die optimale Länge der Koplanarleitung $l_{KPL,opt}$ gesucht. Eine systematische Optimierung für die Bestimmung eines guten Eingangs-Reflexionsfaktors wurde auf Grund der hohen Reflexion an dem später eingesetzten Mikroskop-Objektiv und dem Probengefäß mit der Flüssigkeit an dieser Stelle nicht verfolgt, deshalb wurden einige Parameter wie z.B. $d_{KPL} = 2,7 \text{ mm}$, $a_{KPL} = w/2$, $\phi_e = 16 \text{ mm}$ und $l_{KO} = 43 \text{ mm}$ pragmatisch gewählt.

Die Breite $b_{KPL} = w = 4 \text{ mm}$ (w = Breite des Schlitzes in der Finnleitung), der Durchmesser des Dielektrikums $\phi_a = 4,1 \text{ mm}$ und der Durchmesser des Innenleiters $\phi_i = 1 \text{ mm}$ sind aus Konstruktionsgründen vorgegeben.

KAPITEL 3. FINNLEITUNG ALS EXPOSITIONSEINRICHTUNG FÜR BIOLOGISCHE ZELLEN *IN VITRO*

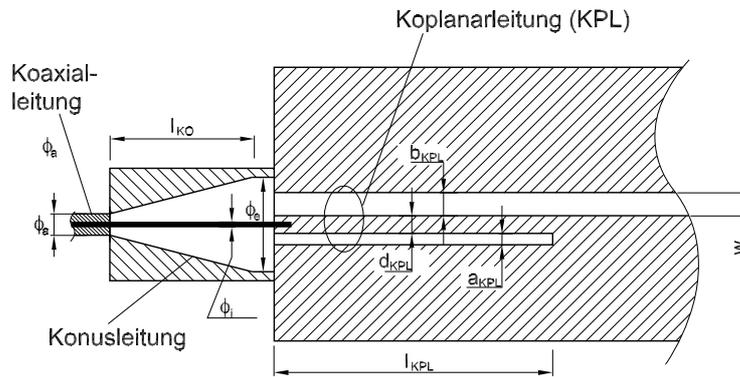


Abbildung 3.14: Finn-Wellen-Anregung über Koaxial-/Finnleitungs-Adapter, bestehend aus Konusleitung und Koplantar-Transformator.

Bei der Längenoptimierung ($l_{KPL,opt}$) wird zunächst nur die Anregungsseite der Leitung berücksichtigt. Das andere Ende ist mit der sogenannten *waveguide*-Randbedingung abgeschlossen.

Abbildung 3.15 zeigt den Betrag des Eingangs-Reflexionsfaktors als Funktion der Länge l_{KPL} für die o.g. Parameter und die drei Frequenzen 900 MHz , 1800 MHz und 1966 MHz .

Für diese Konfiguration stellt sich heraus, dass die optimalen Längen bei den Frequenzen 1800 MHz bzw. 1966 MHz $l_{KPL,opt,1800} = 112\text{ mm}$ bzw. $l_{KPL,opt,1966} = 100\text{ mm}$ betragen. Dabei stellen sich Eingangsreflexionsfaktoren von $|S_{11,1800}| = -10,6\text{ dB}$ und $|S_{11,1966}| = -10,8\text{ dB}$ ein.

Die Anregung über eine unsymmetrische koplaniere Struktur führt zunächst zu einer unsymmetrischen transversalen Feldverteilung in der Finnleitung (s. Abb. 3.19), die nach Abklingen der Anregungseffekte in die symmetrische Feldverteilung der Eigenwelle übergeht. Die quasi-homogene Feldverteilung im Bereich zwischen den beiden Finnen wird daher erst nach einer Entfernung $L_{sym,1800,1966} \approx 70\text{ mm}$ erreicht.

Die Benutzung des gleichen Anregungsprinzips bei der Frequenz $f = 900\text{ MHz}$ würde wegen der höheren Wellenlänge eine sehr große Länge der koplaniere Struktur (vgl. Abb. 3.15; $l_{KPL,opt,900} \approx 2 l_{KPL,opt,1800}$) erfordern. Dadurch würde die Expositions-

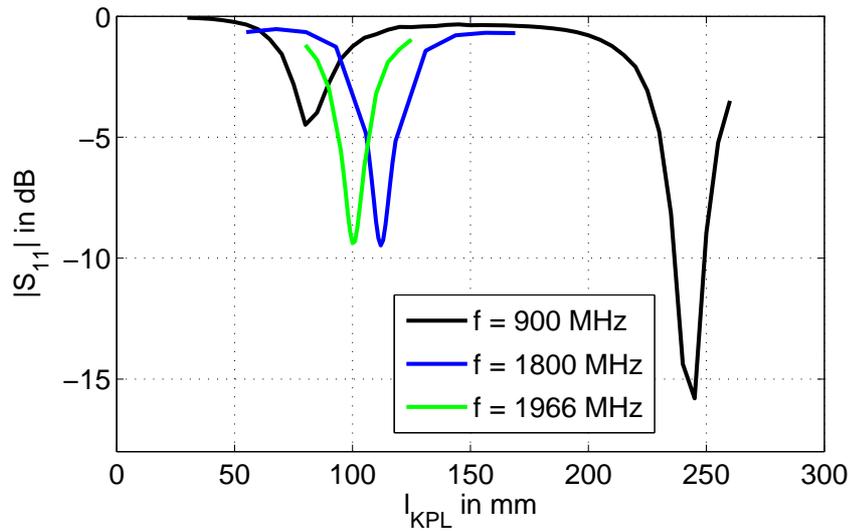


Abbildung 3.15: Betrag des Eingangsreflexionsfaktors bei variabler Koplanarleitungslänge l_{KPL} für verschiedene Frequenzen.

kammer so lang werden, dass sie auf dem Experimentiertisch der *patch clamp*-Anlage nicht mehr montiert werden könnte. Die Anregung der Finn-Welle erfolgt deshalb bei 900 MHz nicht über eine Koplanarleitung, sondern über ein Symmetrierglied [62] in Koaxialleitungstechnik, das eine $\lambda/2$ -Umwegleitung enthält (s. Abb. 3.16). Die dadurch am Ausgang des Symmetrierers um 180° phasenverschobenen TEM-Wellen regen eine Welle auf der nachfolgenden Zweidrahtleitung an, die nach der Strecke l_D in die Finn-Welle transformiert wird.

Aus konstruktiven Gründen ist der Abstand d_a zwischen den beiden Innenleitern der Zweidrahtleitung größer als der Abstand der Finnen w . Durch Parametervariation wird der Abstand l_D zwischen dem Kurzschluss und den beiden Finnen so bestimmt, dass der Reflexionsfaktor möglichst klein wird (s. Abb. 3.17). Es ergibt sich, dass bei einer Länge von $l_D = 140 \text{ mm}$ ein Reflexionsfaktor $|S_{11,opt,900}| = -11 \text{ dB}$ erreicht wird. Weitere Rechnungen zeigen, dass der Einfluss unterschiedlich gewählter Abstände d_a und d_e auf den Reflexionsfaktor gering ist.

KAPITEL 3. FINNLEITUNG ALS EXPOSITIONSEINRICHTUNG FÜR BIOLOGISCHE ZELLEN *IN VITRO*

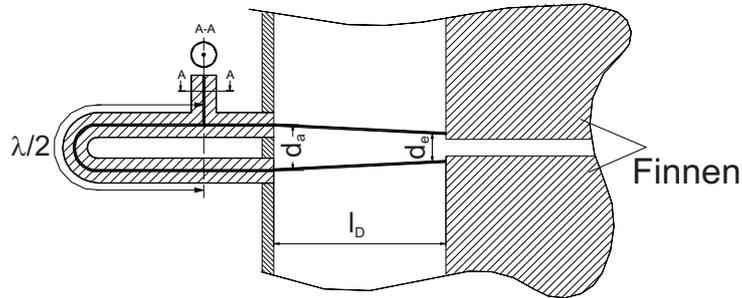


Abbildung 3.16: Aufbauprinzip der Anregung für $f = 900 \text{ MHz}$.

Wegen der zu erwartenden deutlich höheren Reflexionen am Probengefäß mit Flüssigkeit wurde kein weiterer Aufwand zur Reduzierung dieses Wertes investiert.

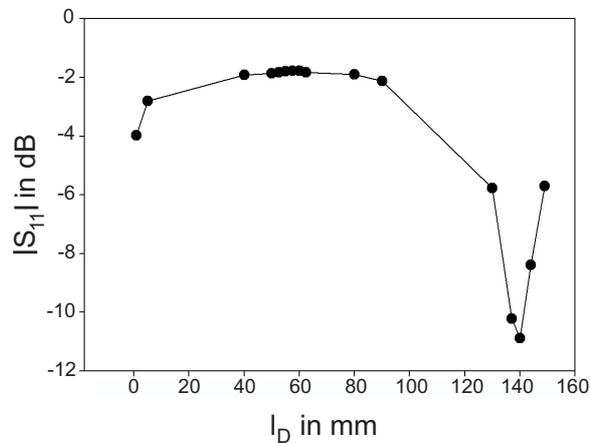


Abbildung 3.17: Betrag des Eingangsreflexionsfaktors bei variabler Zweidrahtleitungslänge l_D für $f = 900 \text{ MHz}$ und $d_a = d_e = 6 \text{ mm}$.

Für die Realisierung des Symmetrierers werden ein kommerzieller Leistungsteiler und zwei Koaxialkabel unterschiedlicher Länge verwendet. Letztere werden so dimensioniert, dass sich die geforderte 180° -Phasenverschiebung einstellt.

KAPITEL 3. FINNLEITUNG ALS EXPOSITIONSEINRICHTUNG FÜR BIOLOGISCHE ZELLEN *IN VITRO*

Abbildung 3.18 zeigt den Betrag der Reflexionsfaktoren für alle drei Anlagen in der Umgebung der Betriebsfrequenzen.

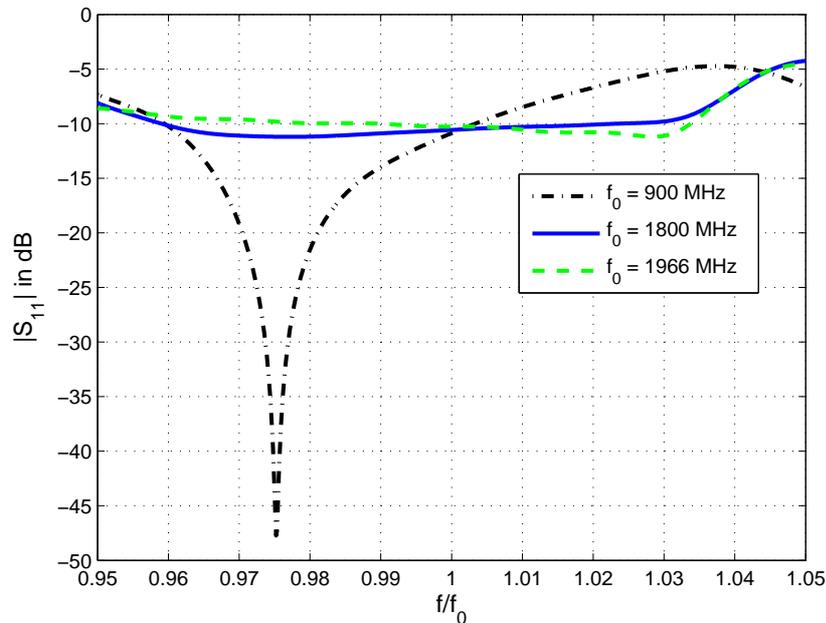


Abbildung 3.18: Betrag des Reflexionsfaktors S_{11} für alle drei Frequenzen nach der Parameteroptimierung.

3.3.6.2 Beidseitige Anregung

Beim Einsetzen des Probengefäßes mit Flüssigkeit klingt, unabhängig von der verwendeten Anregungsart (Koplanar- od. Zweidraht-Leitung), aufgrund der hohen Verluste der Flüssigkeit die elektrische Feldstärke in Ausbreitungsrichtung schnell ab. Im Bereich, wo die Zellen sich befinden können, beträgt das Verhältnis $E_{max}/E_{min} = 1,6$ bei der Frequenz 1966 MHz. Dieser Wert nimmt beim Verkleinern der Frequenz ab, so dass $E_{max}/E_{min} = 1,1$ bei $f = 900$ MHz ist.

Abbildung 3.20 stellt beispielhaft die elektrische Feldverteilung am Boden des Probengefäßes bei Anregung der Finn-Welle über eine koplanare Struktur für 1966 MHz

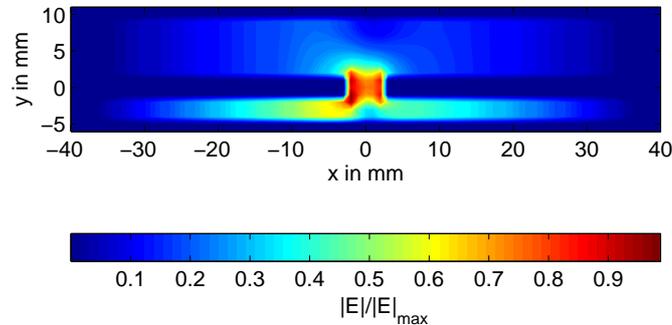


Abbildung 3.19: Unsymmetrische Feldverteilung im Querschnitt der Finnleitung bei der Anregung über eine unsymmetrische koplanere Struktur ($f = 1966 \text{ MHz}$, Abstand vom Ende der Koplanarleitung: 1 mm).

dar. Offensichtlich ist das Expositionsfeld in Ausbreitungsrichtung der Welle wegen des verlustbehafteten Materialeinsatzes unsymmetrisch. Für die anderen Frequenzen ergibt sich eine vergleichbare Unsymmetrie.

Die Unsymmetrie in Längsrichtung kann durch eine beidseitige Einspeisung behoben werden, so dass sich die Felder der beiden gegenläufigen Wellen am Ort des Probengefäßes zu einer symmetrischen Verteilung überlagern. Abbildung 3.21 zeigt die verwendete Anordnung der koplanaren Leitungen, mit der eine symmetrische Feldverteilung in der Mitte der Leitung erreicht wurde.

Bei dieser Anordnung sollen die Eingangsleistungen gleich sein ($P_{ein,1} = P_{ein,2}$) und die Feldstärken einen Phasenunterschied von $\Delta\varphi = |\varphi_1 - \varphi_2| = 180^\circ$ aufweisen. Andernfalls wird die maximale elektrische Feldstärke in der Mitte nicht erreicht, bei gleicher Phase wird die elektrische Feldstärke in der Mitte der Leitung sogar zu Null. Bei optimaler Lösung verbessert sich für die UMTS-Frequenz 1966 MHz das Verhältnis E_{max}/E_{min} im Bereich der Zellen auf $1,07$.

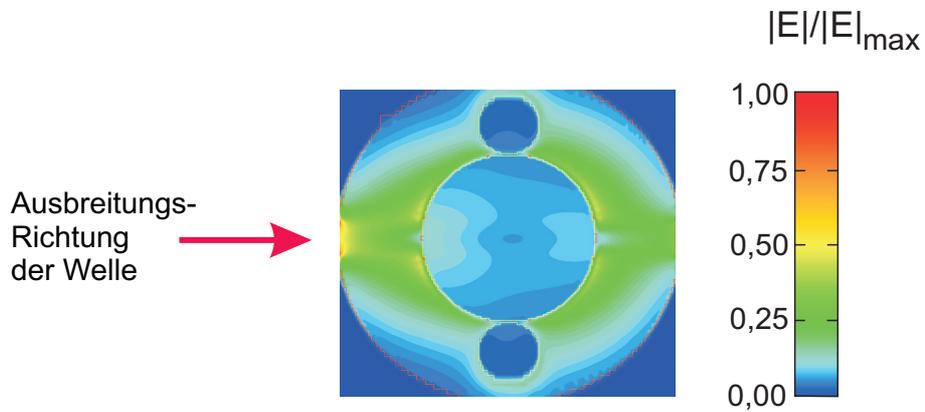


Abbildung 3.20: Betrag der elektrischen Feldstärke bei einseitiger Einspeisung im Bereich des Probengefäßes (normierte Darstellung).

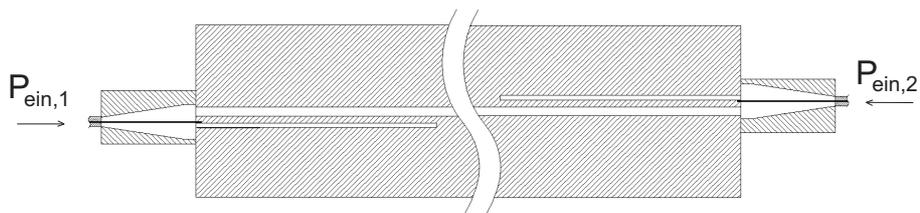


Abbildung 3.21: Für die Erzielung einer symmetrischen Feldverteilung geeignete Anordnung der beiden koplanaren Strukturen für die Frequenzen 1800 MHz und 1966 MHz .

KAPITEL 3. FINNLEITUNG ALS EXPOSITIONSEINRICHTUNG FÜR BIOLOGISCHE ZELLEN *IN VITRO*

Abbildung 3.22 gibt die für die Frequenz 900 MHz benutzte Einspeisungsanordnung wieder.

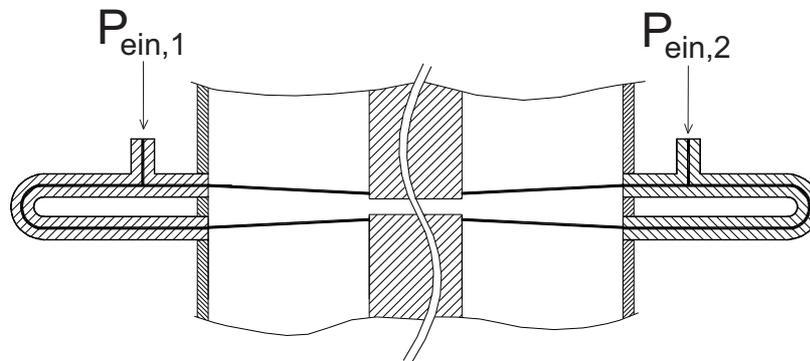


Abbildung 3.22: Für eine symmetrische Feldverteilung geeignete Anordnung der beiden Symmetrierglieder für die Frequenzen 900 MHz.

Ein Phasenunterschied der Eingangssignale ist hier aufgrund der symmetrischen Anordnung der Doppelleitungen nicht notwendig, d.h. $\Delta\varphi = 0^\circ$ und $P_{ein,1} = P_{ein,2}$. Das Verhältnis E_{max}/E_{min} im Aufenthaltsbereich der Zellen beträgt bei beidseitiger Speisung 1,05.

3.3.6.3 Aufgebaute Expositions-kammer

In Abbildung 3.23 sind die drei mit Deckeln und Teilen der Speisernetzwerke versehene Expositions-kammern für die Frequenzen 900, 1800 und 1966 MHz gezeigt.

Die drei Expositions-kammern ohne Einspeisernetzwerk haben eine Länge von 50 cm. Die Breite variiert, je nach Frequenz, von ca. 9 bis 17 cm. Die Höhe beträgt bei allen drei Kammern ca. 4 cm. Die zentrale Öffnung für die Einführung der Elektroden und des Objektivs hat einen Durchmesser von ca. 6 cm.

3.3.7 Streuparameter

Entgegen der bisherigen Betrachtungen, die sich nur mit der Anregung der Finn-Welle befassen, werden im Folgenden die Eingangs-Reflexionsfaktoren der gesamten lee-

KAPITEL 3. FINNLEITUNG ALS EXPOSITIONSEINRICHTUNG FÜR BIOLOGISCHE ZELLEN *IN VITRO*

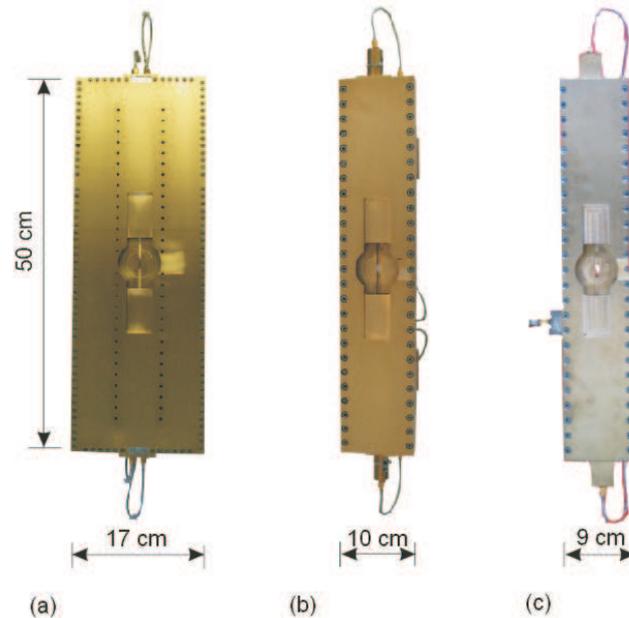


Abbildung 3.23: Aufgebaute Expositionskammern: (a) *GSM900*, (b) *GSM1800*, (c) *UMTS*.

ren bzw. mit Probengefäß, Flüssigkeit, Mikroskop-Objektiv und Elektroden belasteten Finnleitungen vorgestellt. Außerdem wird ein Vergleich der gerechneten und gemessenen Werte gegeben.

Die in den Abbn. 3.24-3.26 dargestellten Reflexionsfaktoren wurden bei jeder Anlage durch Mittelung der beidseitigen Eingangsreflexionsfaktoren bestimmt, die bei der Rechnung identisch waren und bei der Messung eine gute Übereinstimmung zeigten. Für alle drei Expositionseinrichtungen ist deutlich zu erkennen, dass bei der belasteten Leitung wegen der hohen Reflexion an dem Probengefäß mit der Flüssigkeit und an dem Mikroskop-Objektiv der Eingangsreflexionsfaktor größer wird.

Der Vergleich zwischen Messung und Rechnung zeigt ein zufriedenstellendes Ergebnis, vor allem in Anbetracht der Komplexität der Konfiguration einschließlich der Einspeisung.

Ein direkter Vergleich der Reflexionsfaktoren aus Abb. 3.18 und Abbn. 3.24-3.26 ist

KAPITEL 3. FINNLEITUNG ALS EXPOSITIONSEINRICHTUNG FÜR BIOLOGISCHE ZELLEN *IN VITRO*

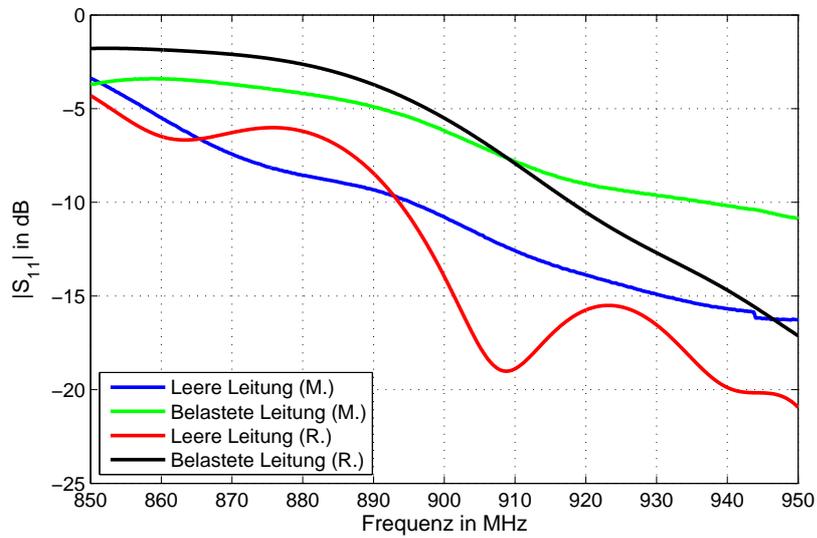


Abbildung 3.24: Gerechnete (R.) und gemessene (M.) Reflexionsfaktoren der aufgebauten Finnleitung für die Frequenz 900 MHz.

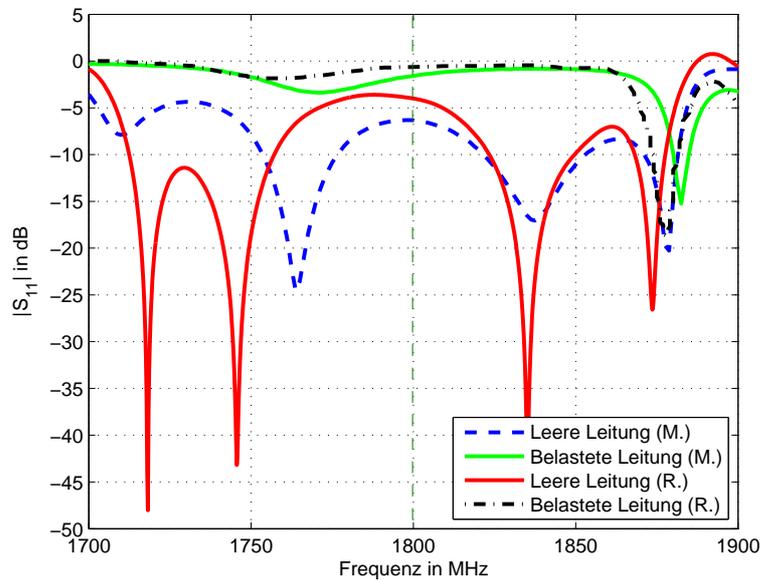


Abbildung 3.25: Gerechnete (R.) und gemessene (M.) Reflexionsfaktoren der aufgebauten Finnleitung für die Frequenz 1800 MHz.

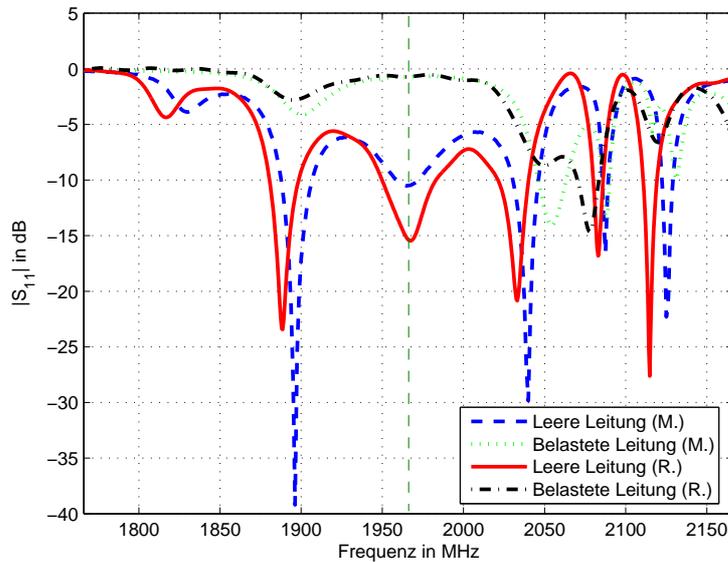


Abbildung 3.26: Gerechnete (R.) und gemessene (M.) Reflexionsfaktoren der aufgebauten Finnleitung für die Frequenz 1966 MHz.

nicht möglich, weil in den Rechnungen für Abb. 3.18 nur eine einseitige Anregung bei idealem Abschluss des fernen Leitungsendes betrachtet wurde, während hier die Speisung beidseitig erfolgte.

3.3.8 Gesamte Expositionseinrichtung

Für die gesamte Expositionsanlage wurden zusätzlich zu den eigentlichen Expositions-kammern (Abb. 3.23) jeweils die im Kapitel 2 bereits beschriebenen Hochfrequenz-Sender, bestehend aus Signalgenerator, Modulator (bei GSM) und Leistungsverstärker, sowie diverse Koaxialleitungsbauteile, ein Temperaturmessgerät (FISO, FOT-M) und ein PC für die Fernsteuerung des Signalgenerators und für die Datenerfassung verwendet (Abb. 3.27).

Da die Speisung aus Symmetriegründen beidseitig erfolgte, enthält das Speisennetzwerk einen 1:1-Leistungsteiler (Meca, 802-2-1.500V) und - weil aufgrund des Einset-

KAPITEL 3. FINNLEITUNG ALS EXPOSITIONSEINRICHTUNG FÜR BIOLOGISCHE ZELLEN *IN VITRO*

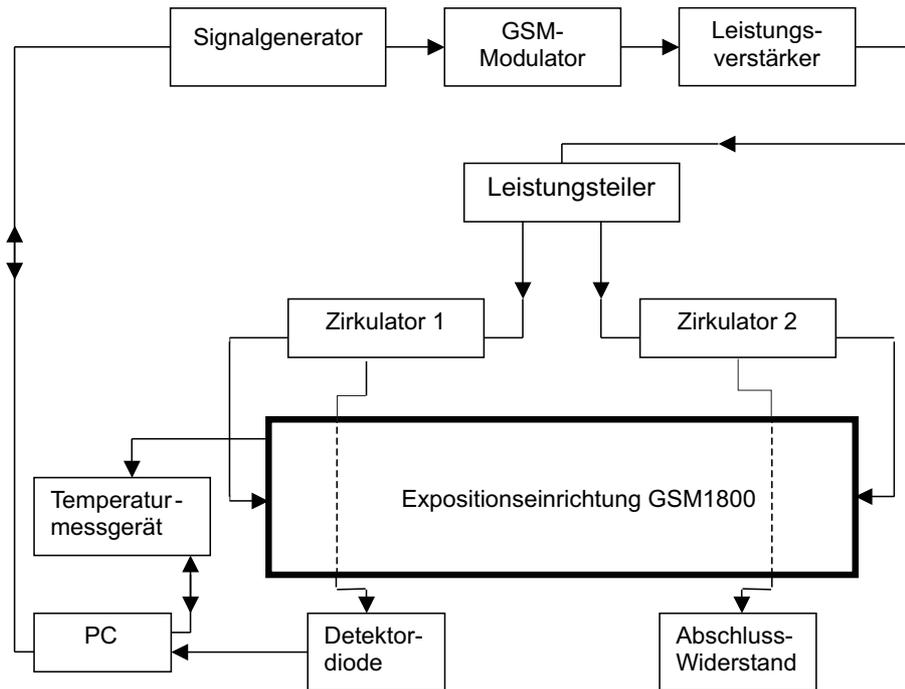


Abbildung 3.27: Schema der gesamten Expositionsanlage am Beispiel *GSM1800*.

zens von Probengefäß, Elektroden und Mikroskopobjektiv der Eingangsreflexionsfaktor relativ hoch ist - zwei Zirkulatoren (Valvo, VAT 524), deren jeweils drittes Tor mit einem 50Ω -Widerstand (Meca, 400-7) bzw. mit einer Detektordiode (Agilent 423B) zur Feldkontrolle abgeschlossen ist. Die Detektordiode wandelt das Hochfrequenzsignal in ein Niederfrequenzsignal um, das dem PC zugeführt und gespeichert wird. Die Komponenten sind über semi-flexible Koaxialleitungen (Huber + Suhner, SUCOFORM) miteinander verbunden und an der Unterseite der Wellenleitungen montiert (Abb. 3.28). Bei den Anlagen für *UMTS* und *GSM1800* ist die Längendifferenz der speisenden Koaxialleitungen auf die benötigte 180° -Phasendifferenz der Signale für die beiden Eingänge der Expositionseinrichtung abgestimmt. Bei der Anlage für 900 MHz wurden noch zwei weitere Leistungsteiler (Meca, 802-2-1.500V) eingesetzt, um das in Abschnitt 3.3.6 beschriebene Einspeisungskonzept zu realisieren.

Während aller Phasen der *patch clamp*-Experimente wurden die Verläufe der Temperatur in der Probenflüssigkeit mit einem faseroptischen Sensor (Glasfasersonde) ge-

KAPITEL 3. FINNLEITUNG ALS EXPOSITIONSEINRICHTUNG FÜR BIOLOGISCHE ZELLEN *IN VITRO*

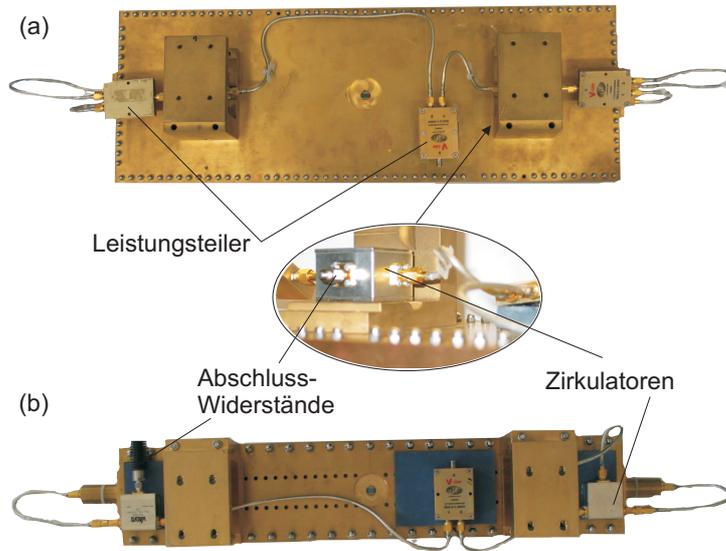


Abbildung 3.28: Speise-Netzwerk für die Expositionskammern. (a) *GSM900*, (b) *GSM1800* (ähnlich wie bei *UMTS*).

messen und vom PC registriert.

Der PC steuert den Versuchsablauf verblindet, d.h. im Rahmen einer Messreihe von z.B. 100 seriellen Einzelmessungen wurden die fünf geforderten Expositionsstärken (20 W/kg , 2 W/kg , $0,2\text{ W/kg}$, $0,02\text{ W/kg}$ und 0 W/kg (sham)) mit gleicher Häufigkeit, aber in verwürfelter Reihenfolge und ohne dass das Bedienungspersonal Kenntnis von der aktuellen Exposition hat, appliziert. Die Verblindung kann nur mit Hilfe eines an der BUW vorhandenen Dekodierprogramms aufgelöst werden. Diese Dekodierung wird jeweils erst nach der physiologischen Auswertung einer Messreihe vorgenommen.

Abbildung 3.29 zeigt ein Foto der in Tübingen montierten Expositionsanlage.

3.4 Dosimetrie

Numerische Berechnungen sowie Messungen wurden durchgeführt, um die in die Expositionseinrichtung einzuspeisende Leistung für die gewünschten Feldstärke- und



Abbildung 3.29: Montierte Expositionsanlage am Beispiel *GSM900*.

SAR-Werte zu bestimmen.

3.4.1 Feldstärke-Bestimmung

Die Feldverteilungen in den Expositionseinrichtungen werden einerseits numerisch mit Hilfe der Finite-Differenzen-Methode bzw. der Finiten Integrationstechnik im Zeitbereich ([34,37,38,50]) auf der Basis detaillierter Computermodelle der Finnleitungen und des eingebrachten physiologischen Messaufbaus bestimmt und analysiert und andererseits durch Messungen an den Originalleitungen abgestützt.

Da die Haarzellen im Vergleich zum Gesamt-Rechenvolumen sehr klein sind (ca. $\phi 100 \mu m \times 20 \mu m$ [63]), können diese bei der Modellierung nicht berücksichtigt werden. Die elektrische Feldstärke an den Haarzellen und der über die Haarzellen gemittelte SAR-Wert werden daher den entsprechenden Werten in der Flüssigkeit am Ort der Zellen gleichgesetzt. Dies entspricht der bei Zellsystemen üblicherweise verwendeten Vorgehensweise (z.B. [46, 47, 64]). Bei diesen Berechnungen wird in unmittelbarer

KAPITEL 3. FINNLEITUNG ALS EXPOSITIONSEINRICHTUNG FÜR BIOLOGISCHE ZELLEN *IN VITRO*

Umgebung des Probengefäßes eine Auflösung von 0,1 bis 0,5 mm verwendet, um alle Komponenten mit einer guten Genauigkeit modellieren zu können. Im übrigen Bereich der Finnleitung wird zur Reduktion der benötigten Rechenzeit eine gröbere Auflösung verwendet.

3.4.1.1 Feldverteilung im Probengefäß

Abbildung 3.30 zeigt die Verteilung des Betrags der elektrischen Feldstärke im mit 0,75 ml extrazellulärer Lösung gefüllten Probengefäß in der Ebene, die im Experiment die zu untersuchenden Haarzellen enthält, für die Frequenzen 900 MHz, 1800 MHz und 1966 MHz. Die gesamte Eingangsleistung ist auf $P_{in,ges} = P_{in,1} + P_{in,2} = 1 W$ normiert.

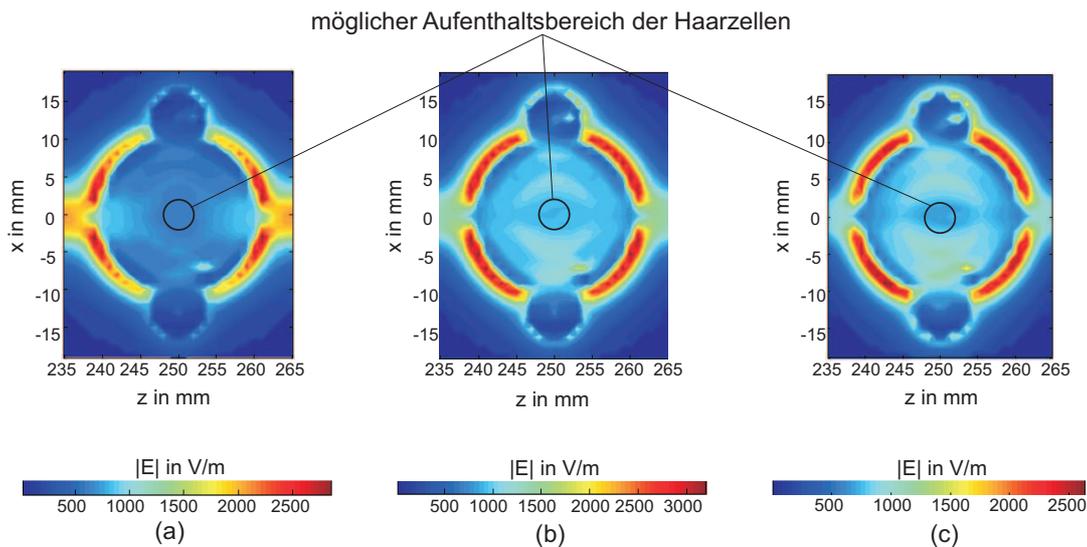


Abbildung 3.30: Betrag der elektrischen Feldstärke am Boden des Probengefäßes für die Frequenzen (a) 900, (b) 1800 und (c) 1966 MHz ($P_{in,ges} = 1 W$).

Es ist erkennbar, dass die Feldverteilungen in der Flüssigkeit und insbesondere im Aufenthaltsbereich der Haarzellen, der einen Durchmesser von ca. 4 mm hat, sehr homogen sind. Die Feldhomogenität im Aufenthaltsbereich der Zellen liegt je nach Frequenz zwischen $\pm 0,54 dB$ ($f = 900 MHz$) und $\pm 1 dB$ ($f = 1966 MHz$).

3.4.1.2 Vergleich Feld-Messung und -Rechnung

Mit üblichen kommerziellen Feldsonden lässt sich die elektrische Feldstärke im Schlitz zwischen den beiden Finnen wegen der kleinen Schlitzabmessungen und der in der H-Ebene liegenden Polarisation des Feldes nicht messen.

Um dennoch einen Abgleich zwischen den numerischen Resultaten und Messergebnissen durchführen zu können, wurden Bohrungen in Boden und Deckel der Expositionskammern eingebracht und der Feldverlauf längs der Leitung oberhalb oder unterhalb der Finnen und seitlich zum Schlitz versetzt mit einer Monopolsonde gemessen. Die Lochreihen sind in Abb. 3.23 und in Abb. 3.28 zu erkennen.

Abbildung 3.31 zeigt beispielhaft den über eine Lochreihe gemessenen Verlauf der elektrischen Feldstärke bei $1,966\text{ GHz}$ an der UMTS-Finnleitung mit eingesetztem Probengefäß mit Flüssigkeit (rote Kurve). Die gesamte Eingangsleistung beträgt 2 W .

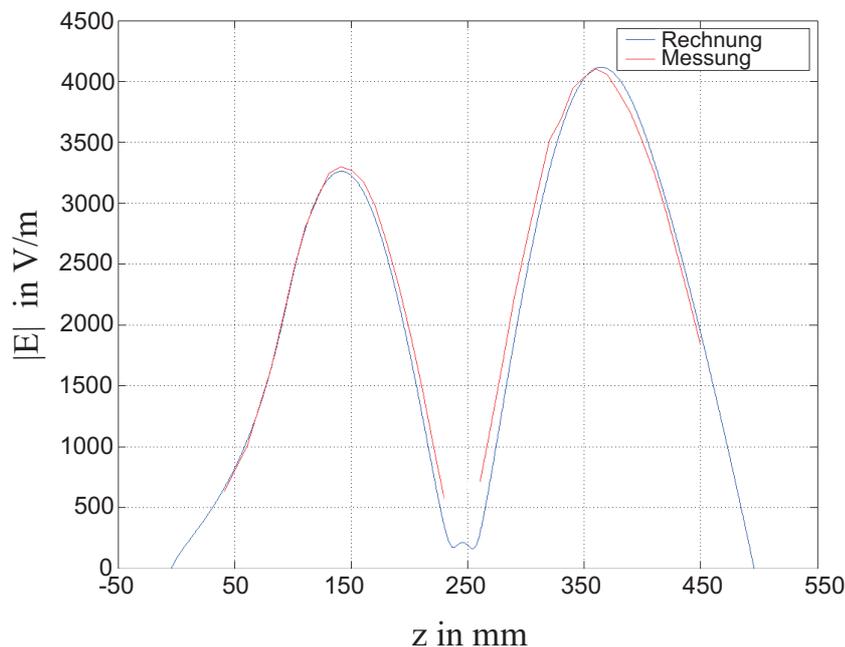


Abbildung 3.31: Vergleich gemessener und berechneter elektrischer Feldstärken ($P_{in,ges} = 2\text{ W}$) unterhalb der Finnen in der UMTS-Finnleitung.

KAPITEL 3. FINNLEITUNG ALS EXPOSITIONSEINRICHTUNG FÜR BIOLOGISCHE ZELLEN *IN VITRO*

Die Übereinstimmung mit den Ergebnissen der Rechnung (blaue Kurve) ist im Rahmen der numerischen Modellierung und der Genauigkeit des eingesetzten Messsystems (Monopolsonde und Agilent Power Meter E4417A) sehr zufriedenstellend. Auch die Resultate aller weiteren durchgeführten Vergleiche zwischen Messungen und Rechnungen für die anderen Frequenzen (900 MHz und 1800 MHz) rechtfertigen die Vorgehensweise, messtechnisch nicht zugängliche Parameter durch die entsprechenden Berechnungen zu ermitteln.

3.4.2 SAR-Bestimmung

Aus der elektrischen Feldstärke können die SAR-Werte, wie im Kap. 2.2 beschrieben, ermittelt werden. Auch ein Vergleich zwischen gemessenen und berechneten SAR-Werten wird vorgenommen.

3.4.2.1 SAR-Verteilung im Probengefäß

In Abbildung 3.32 sind die den Feldverteilungen aus Abbildung 3.30 entsprechenden lokalen Spezifischen Absorptionsraten für alle drei Frequenzen dargestellt.

3.4.2.2 Vergleich SAR-Messung und -Rechnung

Aus der Anfangssteigung der gemessenen zeitlichen Temperaturänderung infolge der Absorption des hochfrequenten Feldes folgt die SAR, wie in Kap. 2.5.2 beschrieben ist. Die Spezifische Wärmekapazität der Flüssigkeit beträgt $c = 4200 \frac{J}{K \cdot kg}$. Die Temperatur wird mit einem faseroptischen Sensor (FISO, FOT-M) gemessen. Die Temperatursonde wird nacheinander an verschiedenen Stellen in das Flüssigkeitsbad eingeführt und der Mittelwert der Temperatur bestimmt. Bei diesen Messungen wird die Flüssigkeit im Gegensatz zu den Kontrollmessungen während der physiologischen Experimente nicht zirkuliert, um eine Temperaturerhöhung zu beobachten. Aus dem gleichen Grund wird eine hohe Eingangsleistung von $P_{in,ges} = 1 W$ eingespeist. Bei allen

KAPITEL 3. FINNLEITUNG ALS EXPOSITIONSEINRICHTUNG FÜR BIOLOGISCHE ZELLEN *IN VITRO*

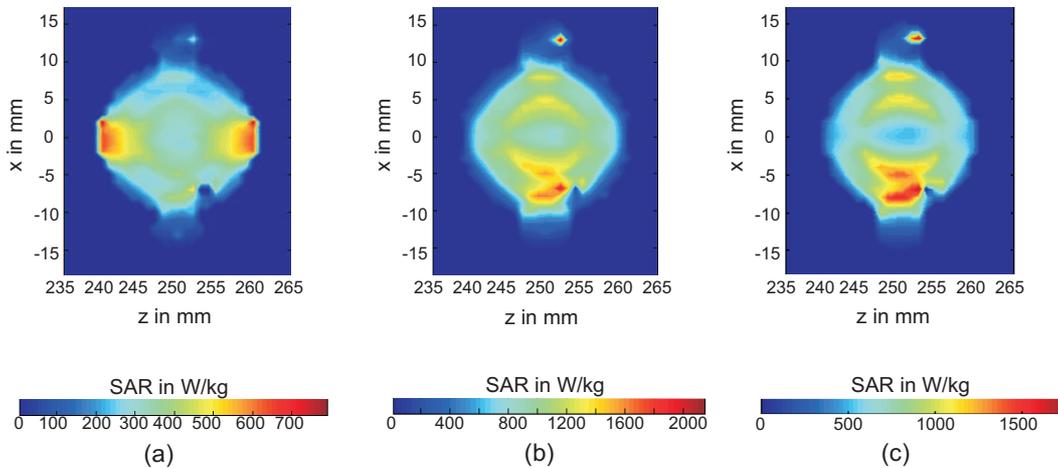


Abbildung 3.32: SAR-Verteilung am Boden des Probengefäßes für die Frequenzen (a) 900 MHz, (b) 1800 MHz und (c) 1966 MHz ($P_{in,ges} = 1W$).

drei Frequenzen ist eine Temperaturerhöhung in der Flüssigkeit messbar.

Abbildung 3.33 zeigt beispielhaft eine Temperaturkurve vor und nach dem Einschalten des HF-Signals für die Frequenz 900 MHz.

Längere Messzeiten (hier: etwa 30 Minuten) dienen dazu, die im eingeschwungenen Zustand zu erwartenden Temperaturen zu ermitteln.

Die SAR-Werte wurden bei einer Messzeit von 10 s direkt nach dem Einschalten des HF-Signals ermittelt, was einen linearen Temperaturanstieg sichert.

Tabelle 3.2 gibt die berechnete, über das Flüssigkeitsvolumen (0,75 ml) gemittelte SAR und die an verschiedenen Positionen in der Flüssigkeit gemessenen und gemittelten SAR-Werte, bezogen auf eine Eingangsleistung von $P_{in,ges} = 100 mW$, wieder. Die Gründe für die nur bei 900 MHz relativ gute Übereinstimmung zwischen den gerechneten und gemessenen SAR-Werten liegen in Komplikationen bei der Messtechnik, insbesondere wegen der großen Dimensionen der Temperatur-Sonde (Durchmesser: $\phi \approx 1 mm$, Länge des sensitiven Bereiches: 6 mm) im Verhältnis zum Sollstand der Flüssigkeit ($T \approx 3 mm$).

Messungen bei der Leistungseinstellung für den maximalen gewünschten SAR-Wert

KAPITEL 3. FINNLEITUNG ALS EXPOSITIONSEINRICHTUNG FÜR BIOLOGISCHE ZELLEN *IN VITRO*

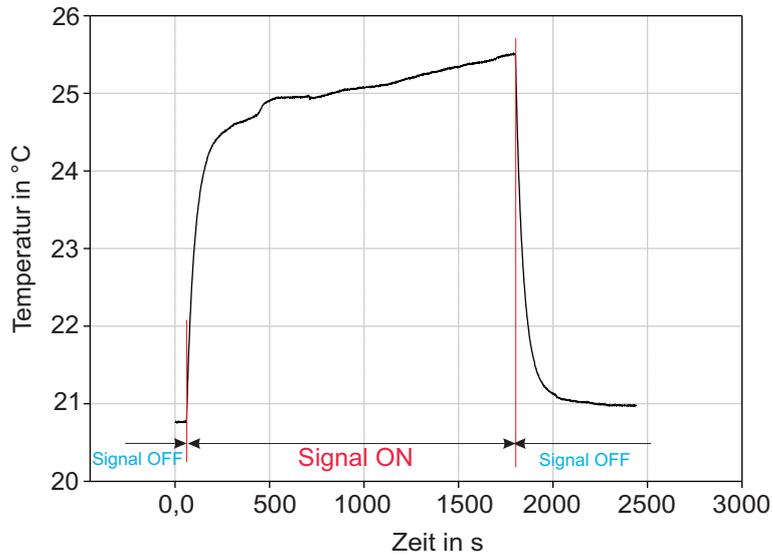


Abbildung 3.33: Beispiel einer Temperaturkurve bei einer Messung in der Flüssigkeit (900 MHz, $P_{in,ges} = 1W$).

von 20 W/kg zeigen nach 20 Minuten nur eine maximale Temperaturerhöhung in der Flüssigkeit von 0,3 °C. Diese entspricht etwa der meist angenommenen Grenze zwischen thermischem und nicht-thermischem Bereich.

Durch die Auswertung der genannten numerischen Ergebnisse wurde die einzuspeisende Leistung bestimmt. Bei 900 MHz wird ein Mittelwert der SAR von 20 W/kg im mit 0,75 ml Lösung gefüllten Probengefäß bei einer in die Wellenleitung eingespeis-

	900 MHz	1800 MHz	1966 MHz
Rechnung	41,1	103,4	108,6
Messung	34,2 ± 19%	157,9 ± 10%	198,8 ± 6%
SAR_{Mess}/SAR_{Rech}	0,83	1,53	1,83

Tabelle 3.2: Gemessene und berechnete SAR-Werte in W/kg für die Frequenzen 900 MHz, 1800 MHz und 1966 MHz, ($P_{in,ges} = 100 mW$)

KAPITEL 3. FINNLEITUNG ALS EXPOSITIONSEINRICHTUNG FÜR BIOLOGISCHE ZELLEN *IN VITRO*

ten zeitlich gemittelten Gesamtleistung von $P_{in,ges} = 50 \text{ mW}$ erreicht. Für den bei 1800 MHz auf das gleiche Volumen der Flüssigkeit bezogenen maximal gewünschten SAR-Wert wird eine mittlere Gesamt-Eingangsleistung von $P_{in,ges} = 19,3 \text{ mW}$ benötigt. Bei der Frequenz $f = 1966 \text{ MHz}$ ist für $SAR = 20 \text{ W/kg}$ eine Eingangsleistung von $P_{in,ges} = 18 \text{ mW}$ erforderlich. Aus diesen Daten wurden auch die zur Erzielung der anderen SAR-Werte ($2; 0,2; 0,02 \text{ W/kg}$) erforderlichen Eingangsleistungen ermittelt.

Die zugehörigen Signalgenerator-Einstellungen wurden unter zusätzlicher Berücksichtigung der Reflexionsfaktoren bestimmt.

3.5 Abgestrahlte Leistung

Wie schon in den Anforderungen erwähnt ist, muss die Struktur offen sein zur Einführung der Elektroden und des Mikroskop-Objektivs. Eine Bestimmung der durch die Öffnung abgestrahlten Leistung ist von großer Bedeutung zur Charakterisierung der Expositionseinrichtung.

3.5.1 Methode zur Bestimmung der abgestrahlten Leistung

Allgemein gilt, dass die Summe der Eingangsleistungen gleich der Summe aller absorbierten und abgestrahlten Leistungen sein muss, also (vgl. Abb. 3.34)

$$P_{ein} = P_{abs} + P_{abg}. \quad (3.1)$$

P_{ein} ist die gesamte in das Volumen V eingespeiste Leistung, P_{abs} stellt die im Volumen absorbierte Leistung dar und P_{abg} die von V abgestrahlte Leistung.

Die abgestrahlte Leistung kann direkt mit Hilfe des Integrals über den Poynting-Vektor bestimmt werden, wobei die Leistungsdichte aus der elektrischen und magnetischen Feldstärke zu gewinnen ist. Die geschlossene Fläche, über die das Integral gebildet

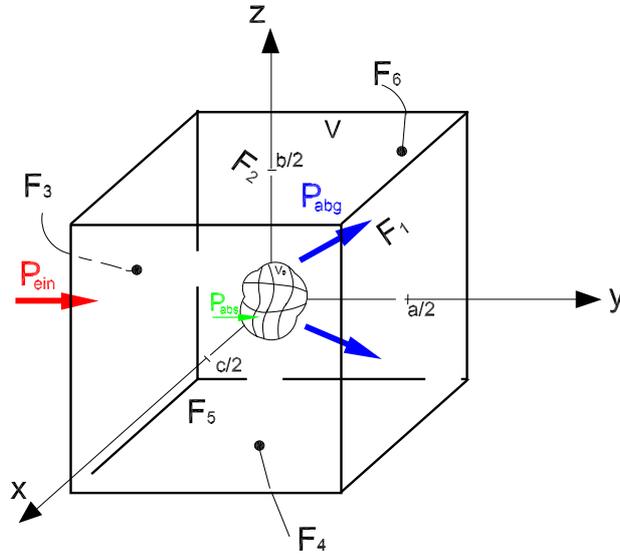


Abbildung 3.34: Modell zur Berechnung der abgestrahlten Leistung.

wird, kann beliebig gewählt werden. In Abbildung 3.34 wird ein Würfel als Hüllvolumen zur Bestimmung der abgestrahlten Leistung verwendet

$$\begin{aligned}
 P_{abg} = \frac{1}{2} & \left(\iint_{F_1} \operatorname{Re}\{E_z H_x^* - E_x H_z^*\} dx dz + \iint_{F_2} \operatorname{Re}\{E_x H_y^* - E_y H_x^*\} dx dy \right. \\
 & - \iint_{F_3} \operatorname{Re}\{E_z H_x^* - E_x H_z^*\} dx dz - \iint_{F_4} \operatorname{Re}\{E_x H_y^* - E_y H_x^*\} dx dy \quad (3.2) \\
 & \left. + \iint_{F_5} \operatorname{Re}\{E_y H_z^* - E_z H_y^*\} dy dz - \iint_{F_6} \operatorname{Re}\{E_y H_z^* - E_z H_y^*\} dy dz \right),
 \end{aligned}$$

wobei $F_1 \dots F_6$ den Oberflächen des Volumens V in Abb. 3.34 entsprechen. $E_{x,y,z}$ und $H_{x,y,z}$ beschreiben die x -, y - und z -Komponenten des Phasors der elektrischen und magnetischen Feldstärke.

Zur Bestimmung der Feldstärke in komplexen Strukturen werden numerische Verfahren verwendet. Um die abgestrahlte Leistung mit der oben genannten Methode berechnen zu können, müssen die Integrale wegen der Diskretisierung des Volumens in Summen umgewandelt werden.

Wird das Volumen V in x -, y - bzw. z - Richtung in M , N bzw. L Elemente diskretisiert,

so kann die gesuchte abgestrahlte Leistung wie folgt angegeben werden:

$$\begin{aligned}
 P_{abg} = \frac{1}{2} & \left(\sum_{j=1}^M \sum_{k=1}^L \operatorname{Re}\{E_{y,j}H_{z,k}^* - E_{z,k}H_{y,j}^*\} \Delta y \Delta z \Big|_{x_{max}} \right. \\
 & + \sum_{i=1}^N \sum_{k=1}^L \operatorname{Re}\{E_{z,k}H_{x,i}^* - E_{x,i}H_{z,k}^*\} \Delta x \Delta z \Big|_{y_{max}} \\
 & + \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^M \operatorname{Re}\{E_{x,i}H_{y,j}^* - E_{y,j}H_{x,i}^*\} \Delta x \Delta y \Big|_{z_{max}} \\
 & - \sum_{j=1}^M \sum_{k=1}^L \operatorname{Re}\{E_{y,j}H_{z,k}^* - E_{z,k}H_{y,j}^*\} \Delta y \Delta z \Big|_{x_{min}} \\
 & - \sum_{i=1}^N \sum_{k=1}^L \operatorname{Re}\{E_{z,k}H_{x,i}^* - E_{x,i}H_{z,k}^*\} \Delta x \Delta z \Big|_{y_{min}} \\
 & \left. - \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^M \operatorname{Re}\{E_{x,i}H_{y,j}^* - E_{y,j}H_{x,i}^*\} \Delta x \Delta y \Big|_{z_{min}} \right). \tag{3.3}
 \end{aligned}$$

Δx , Δy und Δz entsprechen den Diskretisierungsschritten in x -, y - und z -Richtung.

3.5.2 Abgestrahlte Leistung bei der Finnleitung

Bei Anwesenheit des Probengefäßes mit Flüssigkeit, Elektroden, Mikroskop-Objektiv und Glasfaser-Temperatursonde wird die abgestrahlte Leistung mit Hilfe von Gl. 3.3 bestimmt.

Das gewählte Volumen, dass durch rechteckige Flächen gebildet wird, muss die gesamte Öffnung im Deckel der Expositions-kammer einschließen.

Abbildung 3.35 zeigt beispielhaft einen Teil des gesamten Modells der Leitung für 900 MHz mit den Hilfsflächen, durch die die abgestrahlte Leistung bestimmt wird.

Die Integration über alle Flächen ergibt bei der Frequenz 900 MHz einen Wert von 1,4% der gesamten in die Leitung eingespeisten Leistung, d.h. bei der maximalen Leistungseinstellung von $P_{in,ges} = 50 \text{ mW}$ für SAR_{max} beträgt die von der Öffnung abgestrahlte Leistung $P_{abg} = 0,014 \cdot 50 \text{ mW} = 0,7 \text{ mW}$.

Das nach außen ausgekoppelte Feld hängt von der Wellenlänge und wird mit der Frequenz größer. Die abgestrahlte Leistung beträgt 15 % bzw. 17 % der Eingangsleistung bei den Frequenzen 1800 MHz bzw. 1966 MHz.

Trotz der niedrigen abgestrahlten Leistungen rufen die *patch clamp*-Elektrode und das

KAPITEL 3. FINNLEITUNG ALS EXPOSITIONSEINRICHTUNG FÜR BIOLOGISCHE ZELLEN *IN VITRO*

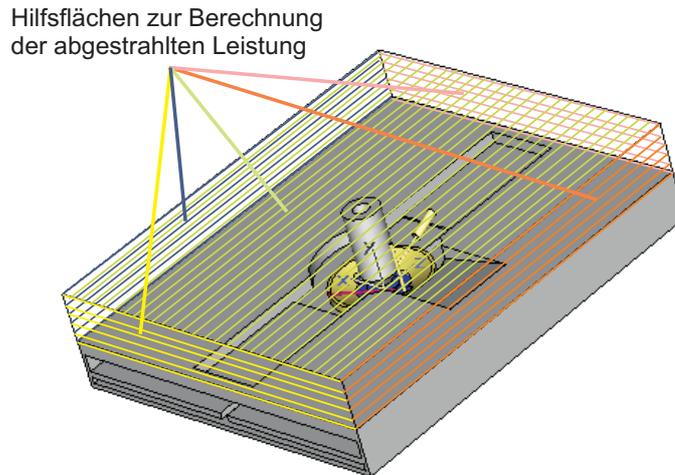


Abbildung 3.35: Finnleitung (900 MHz) mit Hilfsflächen zur Bestimmung der abgestrahlten Leistung.

Mikroskop-Objektiv Feldstörungen in ihrer unmittelbaren Umgebung hervor. Abbildung 3.36 zeigt den Verlauf der gemessenen und gerechneten elektrischen Feldstärke außerhalb der Finnleitung in einer Höhe $h = 2\text{ cm}$ von der inneren Seite des Leitungsdeckels für die Frequenz 900 MHz . Der Verlauf ist von der Leitungsmitte quer zum Schlitz der Finnleitung aufgetragen. Die Messungen wurden mit Hilfe einer Dipolsonde (s. Kap. 2) durchgeführt. Die Eingangsleistung entspricht dem Wert 50 mW für den maximalen SAR-Wert von 20 W/kg .

Der Vergleich zwischen Messung (M.) und Rechnung (R.) zeigt eine gute Übereinstimmung. Bei Anwesenheit des Mikroskop-Objektivs und der Flüssigkeit ist eine Felderhöhung wegen Streuung an dem Mikroskop-Objektiv zu sehen. Aus diesem Grund können Artefakte entstehen, die die aufgezeichneten Strom-Spuren verfälschen könnten. Dieser Effekt ist bei Platano et al. [65] deutlich zu erkennen, weil die dort verwendete auf einer koplanaren Leitung basierende Expositionseinrichtung [61] nicht geschirmt ist.

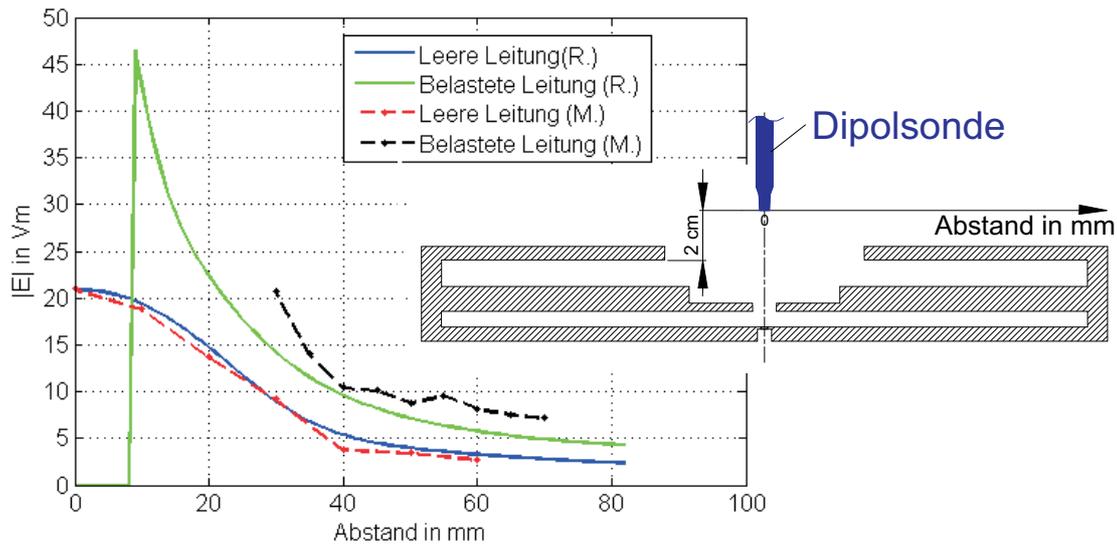


Abbildung 3.36: Betrag der elektrischen Feldverteilung außerhalb der Finnleitung bei $h = 2 \text{ cm}$ und $f = 900 \text{ MHz}$ ($P_{in,ges} = 50 \text{ mW}$).

Bei den ersten Messungen im Experiment wurde festgestellt, dass tatsächlich Artefakte auftraten. Die kommerzielle *patch clamp*-Vorverstärkerstufe besitzt einen Front-Anschluss aus Teflon, welcher das Eindringen der Felder ermöglicht (Abb. 3.37a). Ein Anschluss aus Messing, der als Ersatz gefertigt wurde, verhindert das Eindringen der Felder in die Vorverstärkerstufe (Abb. 3.37b). Dadurch konnten die Artefakte vermieden werden [66].

3.6 Variationsberechnungen

Trotz sorgfältiger Handhabung während der Experimente können einige Parameter von den gewünschten abweichen, wie z.B. das Flüssigkeitsvolumen, elektrische Materialeigenschaften und die Höhen-Position des Mikroskop-Objektivs.

Im Folgenden wird daher die Auswirkung der Variation verschiedener Parameter auf den SAR-Wert betrachtet. Bei diesen Untersuchungen wurde nur ein Teil des gesamten Modells verwendet, um die Rechenzeit zu reduzieren. Die Anregung über koplana-re Leitungen bzw. Zweidrahtleitungen wurde deshalb nicht berücksichtigt, stattdessen

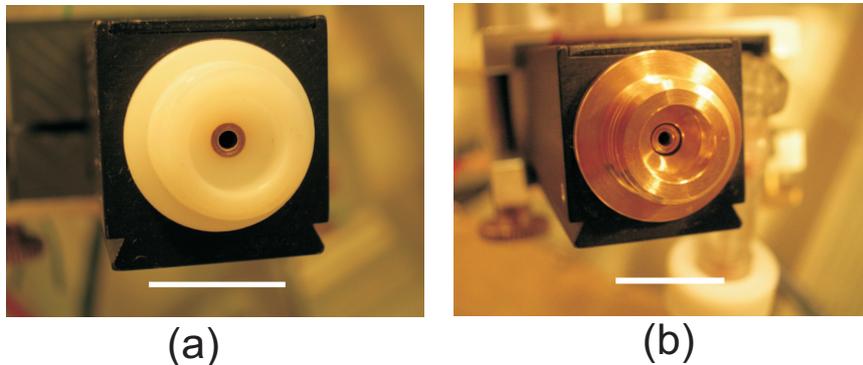


Abbildung 3.37: Elektroden-Anschluss der *patch clamp*-Vorverstärkerstufe aus (a) Teflon und (b) Messing. (Fotos: S.Münkner)

wird von einer Finn-Wellen-Anregung ausgegangen. Durch diese Vereinfachung konnte die Rechenzeit auf $1/4$ der für das gesamte Modell benötigten Zeit reduziert werden. Abbildung 3.38 gibt die über die gesamte Flüssigkeit gemittelte SAR-Abweichung bei Variation verschiedener Parameter für *GSM900* wieder.

Es ist deutlich zu erkennen, dass die Verschiebung des Mikroskop-Objektivs in der Höhe (d_{mik}) kaum Änderungen des über die gesamte Flüssigkeit gemittelten SAR-Werts hervorruft.

Die Variation des SAR-Wertes ist umgekehrt proportional zur Variation des Flüssigkeitsvolumens. Bei einer Erhöhung des Flüssigkeitsvolumens um 10 % ist eine Abnahme um 8 % im SAR-Wert zu erwarten. Die Eingangsleistung hängt vom Flüssigkeitsvolumen ab, weil der Reflexionsfaktor mit dem Flüssigkeitsvolumen variiert. Wird das Volumen verringert (Reflexion ist kleiner), so sind die Eingangsleistung sowie die spezifische Absorptionsrate größer.

Eine Abweichung (z.B. durch Messfehler) der Permittivitätszahl und Leitfähigkeit der Flüssigkeit von ± 10 % vom Sollwert kann eine SAR-Abweichung von bis zu ± 8 %

KAPITEL 3. FINNLEITUNG ALS EXPOSITIONSEINRICHTUNG FÜR BIOLOGISCHE ZELLEN *IN VITRO*

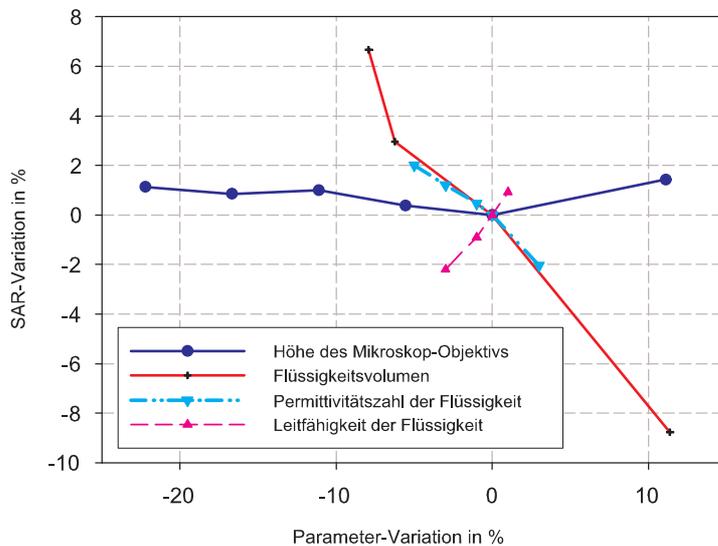


Abbildung 3.38: SAR-Variation bei Variation der Mikroskop-Objektiv-Höhe, Flüssigkeitsmenge und Materialparameter der Flüssigkeit ($f = 900 \text{ MHz}$).

bzw. $\pm 6 \%$ verursachen.

Die gleichen Untersuchungen wurden bei der *UMTS*-Frequenz durchgeführt. Abbildung 3.39 stellt diese Variationen dar.

Es ist ersichtlich, dass bei 1966 MHz die SAR-Variation bezüglich der Mikroskop-Objektiv-Variation im Vergleich mit *GSM900* deutlich größer ist. Dies ist auf die Inhomogenität des Feldes, die mit steigender Frequenz ansteigt, zurückzuführen.

Die SAR-Abweichungen bei Variation im Flüssigkeitsvolumen sind bei den beiden Frequenzen 900 MHz und 1966 MHz nahezu identisch.

Beim Verschieben der *patch clamp*-Elektrode im Bereich der Zellen variiert sich der SAR-Wert um maximal 10% .

Tabelle 3.3 fasst die Ergebnisse einer Variation aller oben erwähnter Parameter von $\pm 5 \%$ für die beiden Frequenzen 900 MHz und 1966 MHz zusammen. Diese Ergebnisse stammen aus der über die einzelnen Kurven gebildeten linearen Regression.

Werden alle Abweichungen in Tab. 3.3 zusammengefasst, so ist bei 900 MHz eine maximale gesamte SAR-Abweichung von $6,3 \%$ zu erwarten. Bei 1966 MHz beträgt

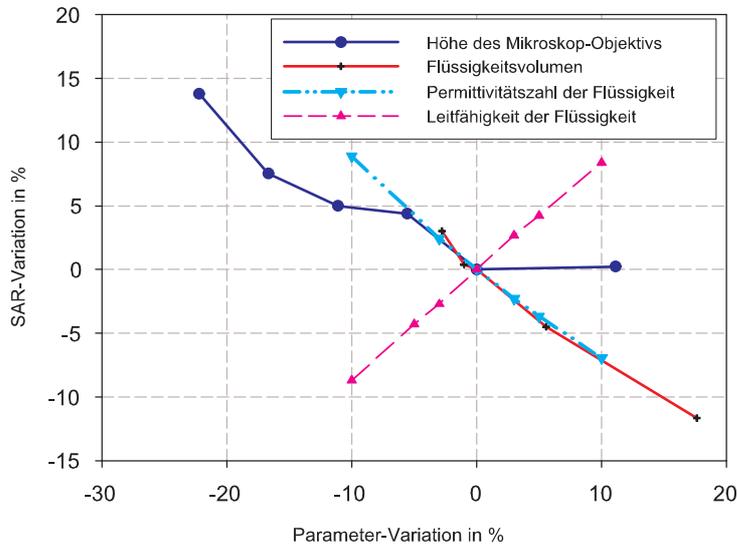


Abbildung 3.39: SAR-Variation bei Variation der Mikroskop-Objektiv-Höhe, Flüssigkeitsmenge und Materialparameter der Flüssigkeit ($f = 1966 \text{ MHz}$).

dieser Wert 8,3 %.

Aus den wenigen in der Literatur beschriebenen Experimenten mit ähnlichem Hintergrund lassen sich keine entsprechenden Ergebnisse als Vergleich heranziehen.

3.7 Zusammenfassung

In diesem Kapitel wurde eine neu entwickelte Expositionsanlage zur Untersuchung möglicher Effekte von Mobilfunksignalen auf Haarzellen aus dem Innenohr von Mäusen vorgestellt. Diese Expositionsanlage basiert auf der so genannten Finnleitung, die in neuer Form präsentiert wurde, damit sie den Anforderungen des Experiments entspricht. Abhängig von der Betriebsfrequenz ist eine Dimensionierung des Querschnitts der Finnleitung notwendig. Es wurden detaillierte Parametersätze zur Dimensionierung angegeben. Es zeigte sich, dass bei den drei verschiedenen Frequenzen (*GSM900*, *GSM1800*, *UMTS*) unterschiedliche Expositionseinrichtungen zum Einsatz kommen müssen.

KAPITEL 3. FINNLEITUNG ALS EXPOSITIONSEINRICHTUNG FÜR BIOLOGISCHE ZELLEN *IN VITRO*

Variation	900 MHz	1966 MHz
Höhe des Mikroskop-Objektivs	+0,77/ + 0,79	+0,3/ + 4,2
Flüssigkeitsvolumen	-4,0/ + 3,4	-3,3/ + 3,6
ϵ_r der Flüssigkeit	-2,7/ + 2,2	-3,6/ + 4,4
κ der Flüssigkeit	+3,9/ - 3,9	+4,2/ - 4,3

Tabelle 3.3: SAR-Variation in % bei ± 5 %-Änderung verschiedener Parameter für die Frequenzen 900 MHz und 1966 MHz.

Die Anregung der Finn-Welle wurde für die Frequenzen 1800 MHz und 1966 MHz mit Hilfe einer Koplanarleitung realisiert. Weil die zulässige Länge der gesamten Leitung beschränkt ist, kann das gleiche Prinzip der Anregung für die Frequenz 900 MHz nicht verwendet werden. Bei dieser Frequenz ist eine Zweidrahtleitung zum Einsatz gekommen.

Eine Optimierung der Eingangs-Reflexionsfaktoren auf unter -11 dB für $|S_{11}|$ wurde nicht weiter verfolgt, weil einerseits beim Einsetzen des Probengefäßes inklusive Flüssigkeit, Elektroden und Mikroskop-Objektiv der Eingangs-Reflexionsfaktor wieder drastisch verschlechtert wird und andererseits die einzuspeisende Leistung zur Erzielung des gewünschten maximalen SAR-Werts sehr klein ist. Eine beidseitige Speisung wurde verwendet, um eine bessere Feldhomogenität am Ort der Zellen zu erzielen.

Dosimetrische Berechnungen wurden durchgeführt, um die einzuspeisenden Leistungen für die verschiedenen SAR-Werte und Frequenzen zu bestimmen. In der GSM900-Anlage beträgt die HF-Speiseleistung zur Erzielung der höchsten Absorptionsrate $P_{in,ges} = 50$ mW, während dieser Wert nur $P_{in,ges} = 18$ mW bzw. $P_{in,ges} = 19$ mW in der GSM1800- bzw. UMTS- Anlage beträgt.

Zur Charakterisierung der Anlagen wurden Vergleiche zwischen Messungen und Rechnungen durchgeführt. Diese zeigten eine relativ gute Übereinstimmung. Außerdem ist

KAPITEL 3. FINNLEITUNG ALS EXPOSITIONSEINRICHTUNG FÜR BIOLOGISCHE ZELLEN *IN VITRO*

die von der Öffnung abgestrahlte Leistung sehr gering. Messungen des Temperaturanstiegs nach Einschalten der maximalen Leistung (entsprechend $SAR = 20 W/kg$) ergaben eine Temperaturerhöhung von $0,3\text{ }^{\circ}C$.

Am Ende des Kapitels wurden Variationsberechnungen vorgestellt. Diese zeigten bei $f = 900 MHz$ eine maximale gesamte SAR-Variation von $6,3\%$ bei einer 5% -igen Variation der Parameter Flüssigkeitsmenge, Höhe des Mikroskop-Objektivs, ϵ_r und κ der Flüssigkeit. Bei *UMTS*-Frequenzen beträgt dieser Wert $8,3\%$.

Im Vergleich der hier entwickelten Expositionsanlage mit anderen [61], [67–70] ergibt sich eine sehr gutes Verhältnis von SAR zur eingespeisten Leistung. Die Expositions-einrichtung in [61] und [67] ist zwar breitbandig, aber ganz offen, d.h. äußere Einflüsse können die Exposition sehr stark beeinflussen.

Die in diesem Kapitel vorgestellten Expositionseinrichtungen sind nicht nur für Haarzellen geeignet, sondern auch für andere Zellen mit gleichen Dimensionen.

Die Durchführung der biologischen Experimente mit dieser Expositionseinrichtung war nach Aussagen der Projektpartner unproblematisch und führte zur Schlussfolgerung, dass sich kein Hinweis auf einen biologisch relevanten Einfluss einer Exposition mit einem SAR-Wert von bis zu $20 W/kg$ auf die Funktionsweise der Ca^{2+} -Ionenkanäle von Haarzellen des Hörsystems finden lässt ([66])

Lokale Gehirn-Exposition von Ratten in einer sphärischen Wellenleitung

4.1 Einführung

Im Zusammenhang mit der mobilen Telefonie wurden Bedenken geäußert, ob elektromagnetische Felder (EMF) im nicht-thermischen Bereich Einflüsse auf die Funktion der Blut-Hirn-Schranke haben können. Die Blut-Hirn-Schranke ist für die Funktion und Regulation des spezifischen Milieus im zentralen Nervensystem (ZNS) zuständig. Sie ermöglicht die Aufrechterhaltung der internen Selbstregulation und verhindert den Eintritt von neurotoxischen Substanzen aus dem Blutkreislauf in das Gehirngewebe. Nur durch Erhaltung dieses spezifischen Milieus im Gehirn ist eine ungestörte neuronale Funktion möglich [71]. Die bisherigen *in vivo*-Untersuchungen zur Blut-Hirn-Schranke lieferten, wie z.B. in [72–75], verschiedene bzw. widersprüchliche Ergebnisse.

Beim vorliegenden Experiment wird der Einfluss von *UMTS*-Signalen bei 2 GHz auf

tight junction-Komponenten der Blut-Hirn-Schranke in lebenden Versuchstieren (hier: Ratten) untersucht. Daher soll eine Anlage entwickelt werden, bei der eine Exposition nur des Gehirns ermöglicht wird.

Die entwickelte Anlage basiert auf einer so genannten sphärischen Wellenleitung und wird in diesem Kapitel detailliert beschrieben. Neben den Feld- und SAR-Verteilungen werden Variationsberechnungen vorgestellt, um die Anlage im Hinblick auf mögliche Abweichungen der Tierposition sowie der Gewebemasse und -eigenschaften des Gehirns von den Standardwerten zu charakterisieren.

Die Durchführung des biologischen Experiments erfolgte am Lehrstuhl für Neuroanatomie und Molekulare Hirnforschung der Ruhr-Universität Bochum.

4.2 Beschreibung des Experiments und spezifische Anforderungen

Dieses Experiment erfordert eine lokale Exposition, d.h. nur ein bestimmter Bereich des Tieres (hier: Gehirn einer Ratte) soll exponiert werden. Durch das Fixieren der Ratten in Röhren aus Makrolon kann eine gewünschte Positionierung erreicht werden. Es ist dafür Sorge zu tragen, dass genügend Licht die Tiere erreicht und die Luftzufuhr gewährleistet ist.

Während der Dauer der Exposition, die zwei Stunden beträgt, soll das gemittelte Expositionsfeld im Gehirnbereich aller Ratten gleichmäßig und reproduzierbar sein, wobei andere Teile des Körpers möglichst nicht exponiert sind. Außerdem soll eine Verkopplung der Felder zwischen zwei gleichzeitig in einer Anlage exponierten benachbarten Ratten auszuschließen sein. Es ist ferner darauf zu achten, dass für alle exponierten bzw. scheinexponierten Ratten gleiche Umgebungs-Konditionen vorliegen.

Bei diesen Versuchen sollen sechs Ratten gleichzeitig exponiert bzw. scheinexponiert werden. Dadurch ist die Signifikanz der Ergebnisse größer als bei Expositionen nur eines Tieres, weil eventuelle zeitlich nicht konstante Einflüsse auszuschließen sind.

KAPITEL 4. LOKALE GEHIRN-EXPOSITION VON RATTEN IN EINER SPHÄRISCHEN WELLENLEITUNG

Neben der Scheinexposition (0 W/kg) müssen zwei weitere SAR-Werte (2 W/kg und 10 W/kg) eingestellt werden können, wobei auch bei der maximalen Leistungseinstellung keine Temperaturerhöhung auftreten soll, weil Effekte im nicht-thermischen Bereich gesucht werden. Um dies zu überprüfen, wurden in einer Pilotphase an der Ruhr-Universität in Kooperation mit den Projektpartnern Temperaturmessungen zur Ermittlung des SAR-Wertes im Gehirn an Rattenkadavern und an narkosierten Tieren durchgeführt.

Die Versuche des Hauptexperiments laufen hinsichtlich der Expositionsstärke sequenziell und verblindet ab, d.h. der jeweils über einen Steuerrechner eingestellte SAR-Wert ist dem Bedienpersonal nicht bekannt.

Die laufende Überprüfung der Funktionsweise der Anlage erfolgt durch die Auswertung der verschlüsselten Feld-Daten, die dem Lehrstuhl für Theoretische Elektrotechnik der Bergischen Universität elektronisch übermittelt werden.

4.3 Entwicklung der Expositionseinrichtung

Expositionsanlagen für lokale Expositionen des Gehirns von Ratten wurden bereits von Burkhardt et al. [76], Chou et al. [77] und Leveque et al. [78] entwickelt. Durch die offene Struktur dieser Anlagen können äußere Störungen oder eine gegenseitige Beeinflussung der Expositionsfelder für die einzelnen Tiere entstehen. In der Expositionsanlage aus [76] wird zudem der überwiegende Anteil des Expositionsfeldes in der empfindlichen Vorderseite (Schnauze) und nicht im gewünschten Gehirn-Bereich absorbiert.

4.3.1 Konzept der Expositionseinrichtung

Bei *in vivo*- oder *in vitro*- Expositionen von mehreren Objekten hat sich die radiale Wellenleitung aufgrund ihrer Symmetrie in azimuthaler Richtung [79] als vorteilhaft

KAPITEL 4. LOKALE GEHIRN-EXPOSITION VON RATTEN IN EINER SPHÄRISCHEN WELLENLEITUNG

erwiesen. Wird die radiale Wellenleitung wie in Abbildung 4.1a verwendet, so tritt für den Expositionsbereich das gleiche Problem wie in [76] auf. Aus diesem Grund wird ein neues Konzept ([80, 81]) vorgestellt, welches auf der so genannten sphärischen Wellenleitung (auch Doppelkonusleitung) basiert. Die sphärische Wellenleitung besteht hier aus zwei konzentrisch ausgerichteten Kegelmänteln unterschiedlicher Öffnungswinkel, zwischen denen sich eine sphärische TEM-Welle ausbreiten kann [82]. Abbildung 4.1b gibt das Aufbauprinzip wieder.

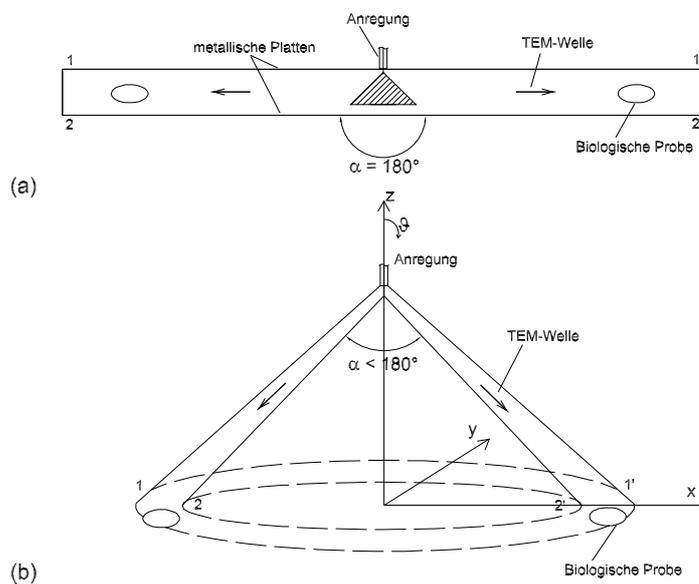


Abbildung 4.1: Entwicklung von der radialen Wellenleitung (a) zur Doppelkonusleitung (b).

Die TEM-Welle wird an der Spitze angeregt und von dem Spalt am unteren Ende der Kegelmäntel abgestrahlt. Die in den Röhren fixierten Ratten werden so unter der Leitung positioniert, dass selektiv der Gehirnbereich exponiert wird. Im Prinzip könnte in Abhängigkeit vom Durchmesser mit einer solchen Anordnung eine beliebige Anzahl biologischer Proben bestrahlt werden. Wegen der hier benötigten geringen Anzahl der Tiere und aus Konstruktionsgründen hat die Grundfläche statt einer kreisförmigen eine hexagonale Form.

4.3.2 Geometrie und Dimensionierung

Die Anzahl der exponierten Tieren ist aufgrund des tierpflegerischen Handlings auf sechs Ratten begrenzt. Die Tiere werden in Makrolon-Röhren fixiert.

Abbildung 4.2 zeigt eine solche Röhre mit deren Bemaßung.

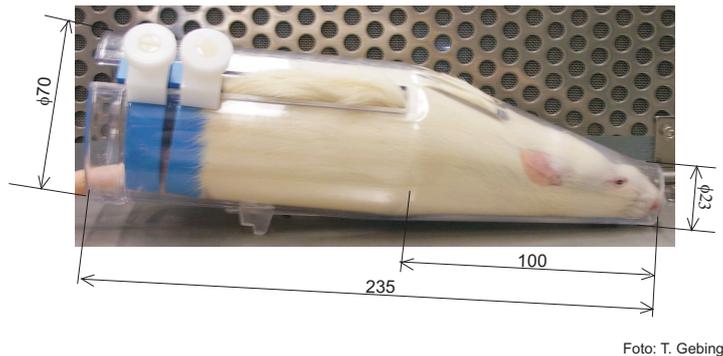


Abbildung 4.2: Makrolon Röhre zum Fixieren einer Ratte (Maße in mm).

Die Dimensionierung der sphärischen Wellenleitung wurde in verschiedenen Schritten mit steigender Komplexität durchgeführt. Die Optimierung wurde numerisch [50] an einem Segment durchgeführt, wodurch die Rechenzeit im Vergleich mit der Modellierung aller Segmente stark reduziert wird. Aus der Dimensionierung eines Segments für eine Ratte folgt der Aufbau der gesamten Wellenleitung für die sechs Ratten.

Die erste Berechnung wurde wie bei Wake et al. [83] anhand eines für die Betriebsfrequenz $f = 1966 \text{ MHz}$ und die H_{10} -Welle dimensionierten Hohlleitungsmodells durchgeführt. Das Expositionsobjekt (Gehirn der Ratte) soll in einem Abstand von ca. $1,5 \text{ cm}$ hinter dem Hohlleitungsende, das mit einer Lochblende versehen ist, positioniert werden (Abb. 4.3a). Die Abmaße des Lochs werden durch die Größe der Ratte und deren Gehirn bestimmt. Die abgestrahlte Leistung $P_{abg,a}$ beträgt $0,17 \text{ mW}$ bei einer Eingangsleistung von 1 W . Die durch die Lochblende austretende Feldstärke klingt in Ausbreitungsrichtung schnell ab. Um die gewünschte Feldstärke von ca. 240 V/m zu erreichen, muss eine hohe Leistung von ca. 160 W eingespeist werden.

Um auch bei niedrigeren Eingangsleistungen höhere Feldstärken zu erhalten, wurden

KAPITEL 4. LOKALE GEHIRN-EXPOSITION VON RATTEN IN EINER SPHÄRISCHEN WELLENLEITUNG

im nächsten Modell zwei Stege symmetrisch und horizontal in die Rechteckhohlleitung eingebaut. Die Breite und Dicke der Stege sind auf die Größe des Auftrittslochs abgestimmt (Abb. 4.3b). Das Feld konzentriert sich bei dieser Struktur im Bereich zwischen den Stegen. Bei der Auswertung der Feldstärke am Ort des Expositionsobjektes ist jedoch keine Verbesserung im Vergleich zur Standard-Rechteckhohlleitung zu erkennen.

Als nächster Schritt wurden die Stege vertikal in der Rechteckhohlleitung positioniert (Abb. 4.3c). In diesem Fall beträgt die abgestrahlte Leistung bei gleicher Eingangsleistung $P_{abg,c} = 21,4 P_{abg,a}$. Die elektrische Feldstärke ist damit am Ort des später einzusetzenden Rattenkopfes deutlich höher als bei den Modellen zuvor.

Um die aus der Öffnung abgestrahlte Leistung zusätzlich zu erhöhen, wurde eine *ridged* Horn-Antenne verwendet. Dabei wurden die Stege der Steghohlleitung bei einer Entfernung von 40 mm vom Hohlleitungsende wie bei einer Horn-Antenne (z.B. bei Chou et al. [84]) gerade abgeschrägt (Abb. 4.3d). Danach wurde ein Modell einer Steghohlleitung mit runder und langgezogener (40 mm) Abschrägung betrachtet (Abb. 4.3e). Am Ende wurden die Stege mit runder und kurzer (20 mm) Abschrägung betrachtet (Abb. 4.3f). Das letzte Modell weist eine Verbesserung der abgestrahlten Leistung von $P_{abg,f} = 2,1 P_{abg,c}$ auf.

Die obigen Untersuchungen beziehen sich auf eine Steghohlleitung, die senkrecht auf dem Kopf der zu exponierenden Ratte endet. Um einen parallelen Einfall der elektrischen Feldstärke zu gewährleisten, muss die Steghohlleitung um 24° verkippt werden. Das endgültige Modell der Expositionseinrichtung besteht damit aus sechs metallischen Doppelstegen, die zwischen die beiden Kegelmäntel eingebracht werden, um das Feld auf diese Bereiche und an ihrem unteren Ende auf den Bereich des Kopfes zu konzentrieren.(s. Abb. 4.4). Der Abstand zwischen den Innen- und Außenstegen beträgt 6 mm. Dieser Abstand wird am Ende auf 28 mm aufgeweitet, damit der gesamte Bereich des Gehirns bestrahlt wird. Die Breite der Stege an der unteren Öffnung

KAPITEL 4. LOKALE GEHIRN-EXPOSITION VON RATTEN IN EINER SPHÄRISCHEN WELLENLEITUNG

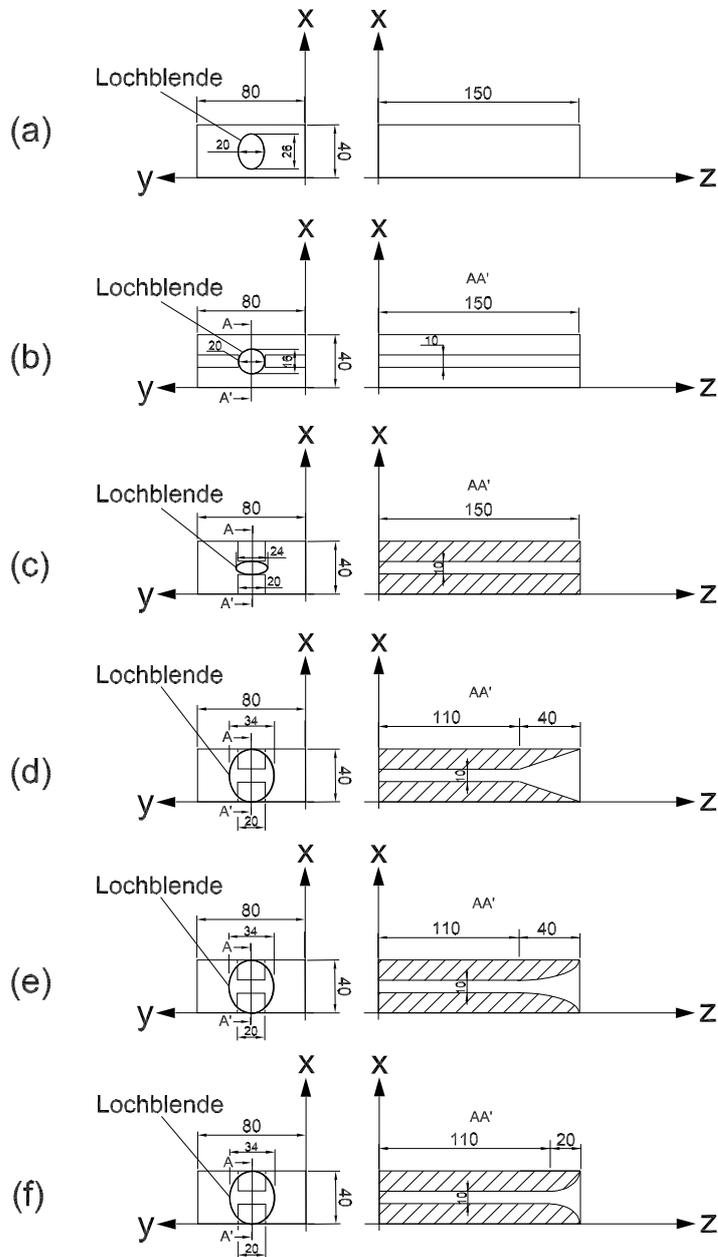


Abbildung 4.3: Geometrie (Quer- und Längsschnitt) zur Entwicklung der Doppelkonusleitung.

KAPITEL 4. LOKALE GEHIRN-EXPOSITION VON RATTEN IN EINER SPHÄRISCHEN WELLENLEITUNG

beträgt 22 mm . Die Höhe der Doppelkonusleitung misst ca. 40 cm . Ihre Grundfläche hat einen Durchmesser von 30 cm .

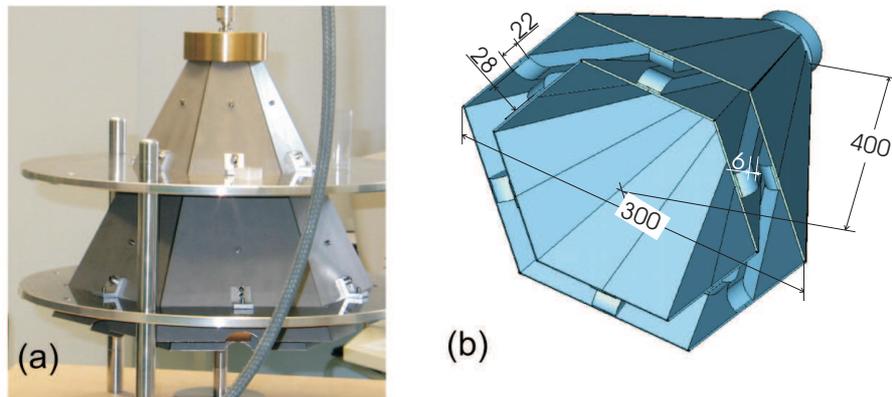


Abbildung 4.4: Geometrie der Doppelkonusleitung. (a) Realer Aufbau, (b) Computermodell (Maße in mm).

4.3.3 Feldtheoretische Grundlagen: Ausbreitung einer TEM-Welle in einer Doppelkonusleitung

Betrachtet wird im Vakuum eine aus elektrisch ideal leitenden Metallkegeln bestehenden Doppelkonusleitung (Abb. 4.5). Diese Leitung ist rotationssymmetrisch bezüglich der z -Achse.

Die Bestimmung der Feldkomponenten findet wegen der sphärischen Struktur der Leitung im Kugelkoordinatensystem (r, ϑ, φ) statt. Der Ansatz zur Bestimmung der Feldkomponenten kann wie bei [85] und [86] aus den Maxwell'schen Gleichungen gewonnen werden.

Durch Einführung von zwei skalaren Potenzialen Π_e und Π_h lassen sich die Maxwell'schen Gleichungen entsprechend

$$\vec{E} = \text{rot rot}(\vec{e}_r \Pi_e) + j\omega\mu_0 \text{rot}(\vec{e}_r \Pi_h) \quad (4.1)$$

KAPITEL 4. LOKALE GEHIRN-EXPOSITION VON RATTEN IN EINER SPHÄRISCHEN WELLENLEITUNG

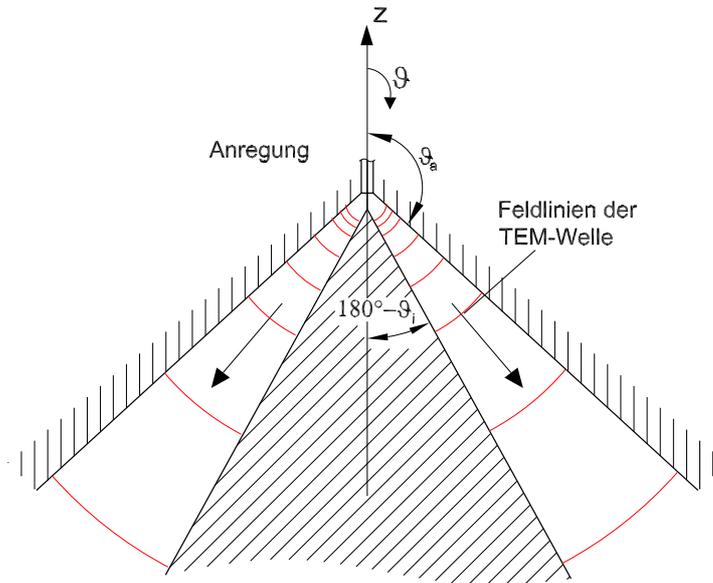


Abbildung 4.5: Feldlinien in der sphärischen Wellenleitung.

und

$$\vec{H} = j\omega\varepsilon_0 \operatorname{rot}(\vec{e}_r \Pi_e) - \operatorname{rot} \operatorname{rot}(\vec{e}_r \Pi_h) \quad (4.2)$$

lösen, wobei \vec{e}_r der Einheitsvektor in Richtung von \vec{r} ist.

Die zu lösende Wellengleichung ist gegeben durch:

$$\frac{\partial^2 \Pi_{e,h}}{\partial r^2} + \frac{1}{r^2 \sin^2 \vartheta} \frac{\partial^2 \Pi_{e,h}}{\partial \varphi^2} + \frac{1}{r^2 \sin \vartheta} \frac{\partial}{\partial \vartheta} \left(\sin \vartheta \frac{\partial \Pi_{e,h}}{\partial \vartheta} \right) + k^2 \Pi_{e,h} = 0. \quad (4.3)$$

Zur Lösung der Potentiale $\Pi_{e,h}$ kann der Separationsansatz verwendet werden. Weil die Beschreibung der Mantelfläche der Wellenleitung von r unabhängig ist, liegt der Separationsansatz

$$\Pi_{e,h} = f_{e,h}(\vartheta, \varphi) g(r) \quad (4.4)$$

nahe, womit aus der Wellengleichung zwei voneinander unabhängige Differentialgleichungen für $f_{e,h}(\vartheta, \varphi)$ und $g(r)$ resultieren.

KAPITEL 4. LOKALE GEHIRN-EXPOSITION VON RATTEN IN EINER SPHÄRISCHEN WELLENLEITUNG

Werden die Separationskonstanten $v(v + 1)$ verwendet, so entstehen die beiden Gleichungen

$$\frac{r^2}{g} \frac{d^2 g}{dr^2} + r^2 k^2 = v(v + 1) \quad (4.5)$$

und

$$\frac{1}{\sin^2 \vartheta} \frac{\partial^2 f_{e,h}}{\partial \varphi^2} + \frac{1}{\sin \vartheta} \frac{\partial}{\partial \vartheta} \left(\sin \vartheta \frac{\partial f_{e,h}}{\partial \vartheta} \right) + v(v + 1) f_{e,h} = 0. \quad (4.6)$$

Die Gleichung 4.5 hat die Lösung [87]

$$g(r) = [A_1 H_{v+1/2}^{(1)}(kr) + A_2 H_{v+1/2}^{(2)}(kr)] \sqrt{kr}, \quad (4.7)$$

wobei $H_{v+1/2}^{(1),(2)}(kr)$ die Hankelfunktionen [88] erster und zweiter Art der Ordnung $v + 1/2$ sind.

Die Lösung der Gl. 4.6 kann wie bei [89–91] mit dem Separationsansatz bestimmt werden. Die Allgemeine Funktion $v - ter$ Ordnung kann in der Form [91]

$$f_{e,h}(\vartheta, \varphi) = \sum_{s=0}^v (C_s \cos(s\varphi) + D_s \sin(s\varphi)) P_v^{(s)}(\cos \vartheta) \quad (4.8)$$

dargestellt werden, wobei $P_v^{(m)}(\cos \vartheta)$ die zugeordnete Legendresche Funktion [92] erster Art ist.

Ausgehend von der Ausbreitung nur einer TEM-Welle wird die Gl. 4.3 beim Verwenden des zu Gl. 4.4 äquivalenten Ansatzes zu

$$\frac{1}{r^2 \sin^2 \vartheta} \frac{\partial^2 f_{e,h}}{\partial \varphi^2} + \frac{1}{r^2 \sin \vartheta} \frac{\partial}{\partial \vartheta} \left(\sin \vartheta \frac{\partial f_{e,h}}{\partial \vartheta} \right) = 0. \quad (4.9)$$

Die Lösung der Gl. 4.9 kann wie bei der Gl. 4.6 bestimmt werden. Die Lösung für das Potential $\Pi_{e,h}$ lautet dann bei einer TEM-Welle

$$\Pi_{e,h} = f_{e,h}(\vartheta, \varphi) e^{-jkr}. \quad (4.10)$$

Werden die Lösungen der Gln. 4.5 und 4.6 bzw. 4.9 in die Gln. 4.4 bzw. 4.10 eingesetzt, so können die skalaren Potenzialen Π_e und Π_h ermittelt werden. Die gesuchten

KAPITEL 4. LOKALE GEHIRN-EXPOSITION VON RATTEN IN EINER SPHÄRISCHEN WELLENLEITUNG

elektrischen und magnetischen Feldstärken können dann aus den Gln. 4.1 und 4.2 errechnet werden.

Die Feldkomponenten der nach außen laufenden Welle sind in Kugelkoordinaten wie folgt gegeben [91]:

$$\begin{aligned} E_r &= 0 \\ E_{\vartheta} &= A \frac{jk_0}{r \sin\vartheta} e^{-jk_0 r} \\ E_{\varphi} &= 0 \end{aligned} \quad (4.11)$$

und

$$\begin{aligned} H_r &= 0 \\ H_{\vartheta} &= 0 \\ H_{\varphi} &= A \frac{j\omega\varepsilon_0}{r \sin\vartheta} e^{-jk_0 r} \end{aligned} \quad (4.12)$$

mit

$$A = \frac{E_0}{jk_0^2}, \quad (4.13)$$

wobei $k_0 = \omega\sqrt{\varepsilon_0\mu_0} = 2\pi/\lambda_0$ die Wellenzahl ist (λ_0 : Wellenlänge im freien Raum). E_0 kann aus der transportierten Wirkleistung (P_{tr}) wie folgt (analog zu [82]) bestimmt werden:

$$E_0 = k_0 \sqrt{\frac{P_{tr} Z_0}{2\pi \ln \frac{\tan \frac{\vartheta_a}{2}}{\tan \frac{\vartheta_i}{2}}}} \quad (4.14)$$

Die Eingangsimpedanz ist über das Verhältnis U/I definiert, wobei die Spannung U bzw. der Gesamtstrom I aus dem Integral über E_{ϑ} bzw. dem Hüllintegral über H_{φ} bestimmt werden können. Daraus folgt für die Eingangsimpedanz

$$Z_{ein} = \frac{Z_0}{2\pi} \ln \left(\frac{\tan \frac{\vartheta_a}{2}}{\tan \frac{\vartheta_i}{2}} \right). \quad (4.15)$$

Aus der Eingangsimpedanz kann der Eingangs-Reflexionsfaktor der Doppelkonusleitung bestimmt werden.

$$r = \frac{Z_{ein} - Z_L}{Z_{ein} + Z_L}. \quad (4.16)$$

Z_L entspricht in diesem Fall dem Leitungswellenwiderstand eines Koaxialkabels, weil die Doppelkonusleitung durch ein solches Kabel gespeist wird.

4.3.4 Anregung der TEM-Welle

Die Anregung der Leitung erfolgt gemäß Abb. 4.6 durch ein Koaxialkabel mit dem Leitungswellenwiderstand $Z_L = 50 \Omega$, welches über einen Koaxialverbinder an einen Doppel-Kegel der Höhe $l = 20 \text{ mm}$ angeschlossen wird. Zur Erzielung eines geringen Reflexionsfaktors soll sich die Eingangsimpedanz Z_{ein} dem Wert von Z_L annähern ($Z_{ein} \approx 50 \Omega$). Die Abmessungen des Doppel-Kegels am oberen Ende sind durch den Koaxialsteckverbinder ($r_{i,1} = 0,63 \text{ mm}$, $r_{a,1} = 2,05 \text{ mm}$) festgelegt. Die Radien am unteren Ende ($r_{i,2} = 5 \text{ mm}$, $r_{a,2} = 12 \text{ mm}$) wurden so gewählt, dass der Übergang zur Doppelkonusleitung mit der hexagonalen Form bündig ist. Für diese Abmessungen ergeben sich die Winkel $\vartheta_i = 167,68^\circ$ und $\vartheta_a = 26,45^\circ$.

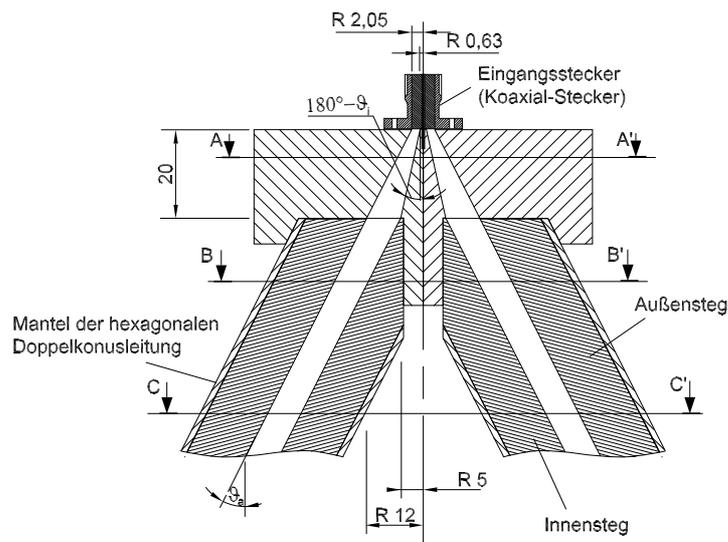


Abbildung 4.6: Doppelkegel-Adapter zwischen Eingangsstecker und hexagonaler Doppelkonusleitung.

Für die oben angegebenen Maße ergibt sich mit Gl. 4.15 eine Eingangsimpedanz von $Z_{ein} = 46,7 \Omega$. Daraus resultiert ein Reflexionsfaktor von $r = 3,4 \%$. Dieser Wert wurde numerisch bestätigt.

KAPITEL 4. LOKALE GEHIRN-EXPOSITION VON RATTEN IN EINER SPHÄRISCHEN WELLENLEITUNG

In Abb. 4.7 ist die elektrische Feldverteilung in verschiedenen Ebenen dargestellt.

Abbildung 4.7a gibt die elektrische Feldverteilung im Kegel-Bereich wieder. Abbildung 4.7b zeigt die Feldlinien beim Übergang zur hexagonalen Form, und Abbildung 4.7c gibt die Feldverteilung in einer Ebene, wo die Stege ihre endgültige Dimension erreicht haben, wieder.

Es ist aus Abbildung 4.7 zu erkennen, dass die Feldverteilung in allen Ebenen wie bei einer TEM-Welle aussieht. Auch beim Übergang auf die hexagonale Leitungsstruktur wird das Feld und damit dessen Verteilung nicht gestört. Im Bereich zwischen zwei gegenüberliegenden Stegen ist das Feld wie gewünscht konzentriert und nahezu homogen. Bei dieser Struktur hat sich der Reflexionsfaktor wegen dem Übergang zur hexagonalen Leitungsstruktur und durch den nicht ideal angepassten Abschluss am Ende der Leitung auf einen Wert von 12% verschlechtert.

Aufgrund der symmetrischen Anordnung der Expositionseinrichtung werden im folgenden Berechnungen nur in einem Sektor durchgeführt. Mit dieser Annahme kann das Computermodell wegen der gewonnenen Rechnerkapazitäten mit einer höheren Auflösung simuliert und gleichzeitig die Rechenzeit deutlich verkürzt werden.

Die Feldverteilung in einem Sektor mit der Makrolon-Röhre ($\epsilon_r = 2,6$; $\kappa = 0,002 S/m$) wird ebenfalls berechnet. Für die Anregung wird eine TEM-Welle betrachtet.

Abbildung 4.8 zeigt die berechnete elektrische Feldverteilung in verschiedenen Ebenen. Die Eingangsleistung beträgt $P_{in} = 1 W$.

Aus der Abbildung ist deutlich zu erkennen, dass die elektrische Feldstärke im Bereich, in den der Kopf der Ratte später eingesetzt wird, konzentriert ist. An der Position $x = 0,02 m$, $y = 0 m$ und $z = 0,07 m$ ist der Betrag der errechneten elektrischen Feldstärke $|E_{calc,1}| = 182 V/m$.

Feldmessungen wurden mit Hilfe einer Dipolsonde (s. Kap. 2.5.1) durchgeführt. Der Betrag der gemessenen elektrischen Feldstärke an der gleichen Position ($x = 0,02 m$, $y = 0 m$ und $z = 0,07 m$) und bei gleicher Eingangsleistung beträgt $|E_{Mess,1}| = 185 V/m$. Außerdem zeigt die Feldmessung bei unterschiedlichen Eingangsleistungen

KAPITEL 4. LOKALE GEHIRN-EXPOSITION VON RATTEN IN EINER SPHÄRISCHEN WELLENLEITUNG

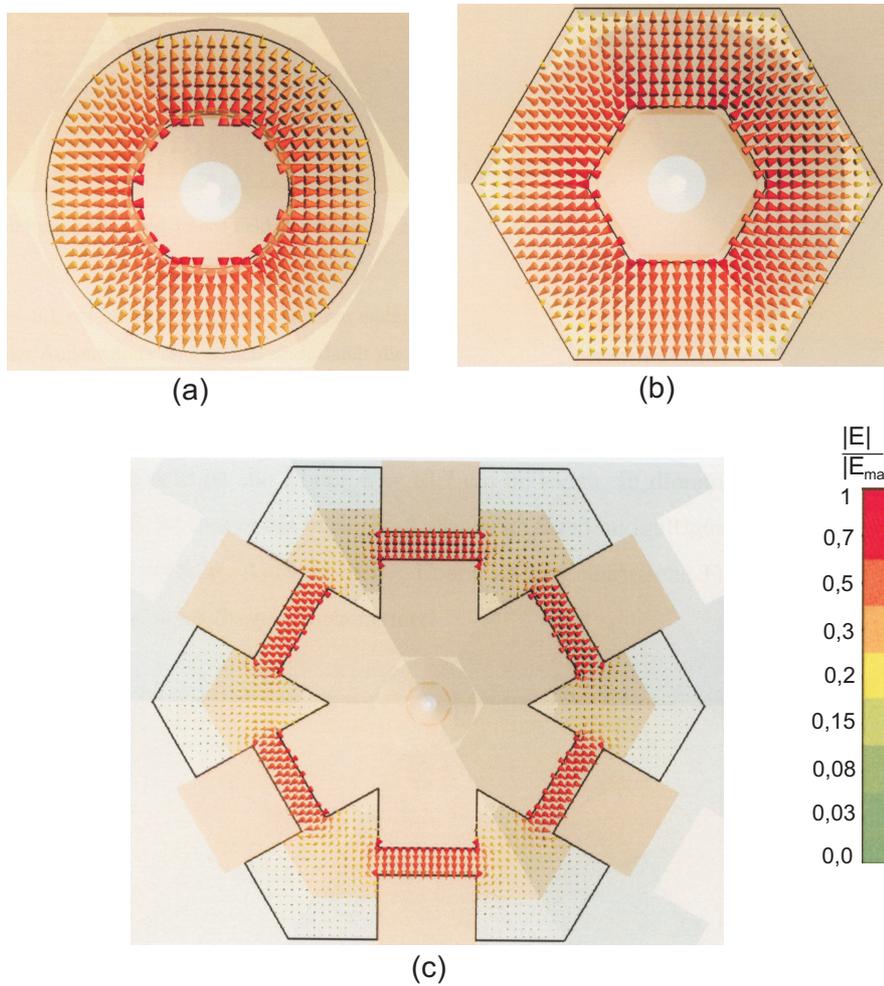


Abbildung 4.7: Verlauf der elektrischen Feldverteilung (a) im Kegel (vgl. Abb. 4.6 Schnitt A-A'), (b) am Übergang zur hexagonalen Form (vgl. Abb. 4.6 Schnitt B-B') und (c) in einer Position, wo die Stege ihre endgültigen Dimensionen erreicht haben (vgl. Abb. 4.6 Schnitt C-C').

KAPITEL 4. LOKALE GEHIRN-EXPOSITION VON RATTEN IN EINER SPHÄRISCHEN WELLENLEITUNG

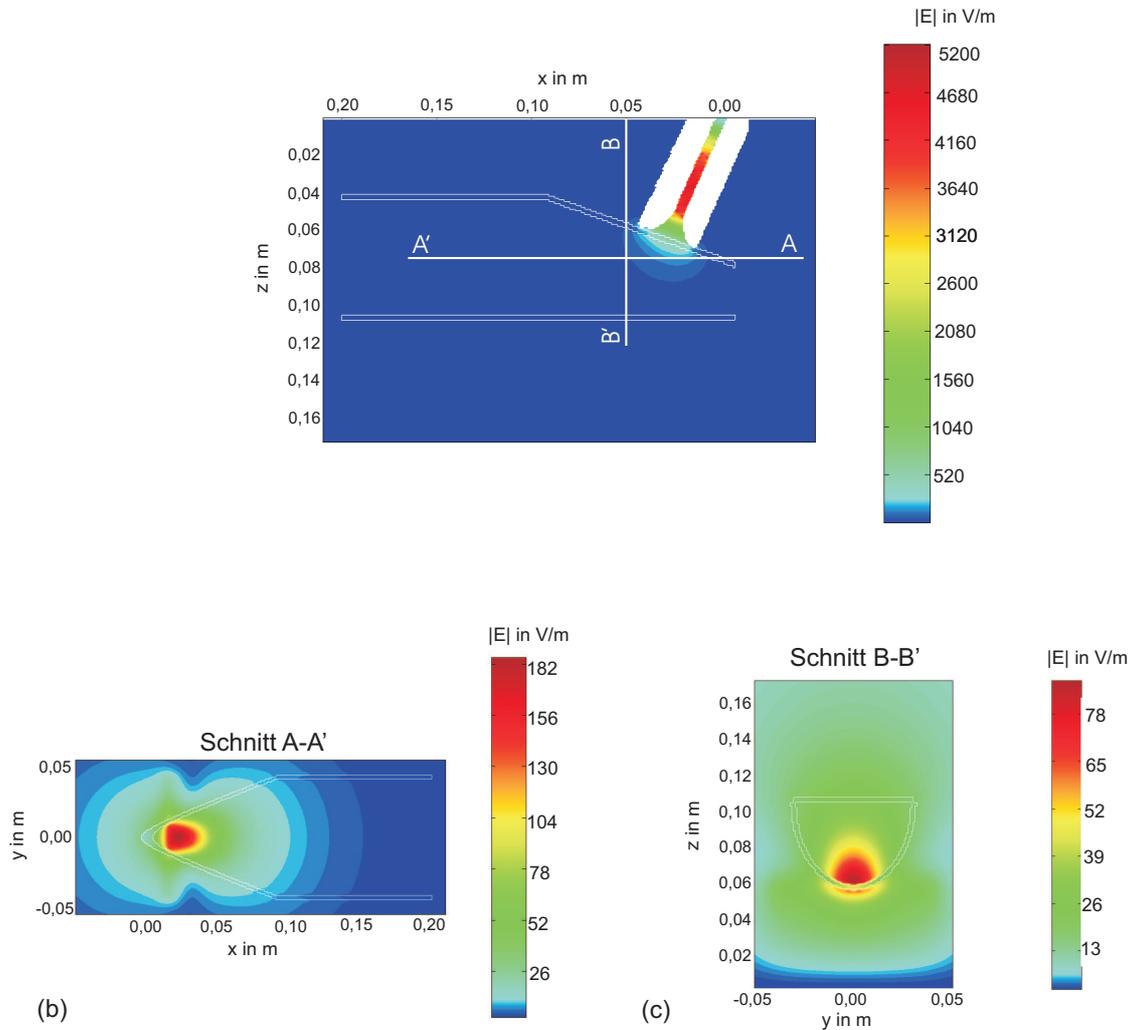


Abbildung 4.8: Betrag der elektrischen Feldstärke (a) in der Ebene $y = 0$ (Anregung), (b) im Schnitt A-A' und (c) im Schnitt B-B' ($P_{in} = 1W$, UMTS).

KAPITEL 4. LOKALE GEHIRN-EXPOSITION VON RATTEN IN EINER SPHÄRISCHEN WELLENLEITUNG

und zu verschiedenen Zeitpunkten eine gute Übereinstimmung zwischen den einzelnen Sektoren. Die Standard-Abweichung beträgt nur 3,4 %.

4.3.5 Aufgebaute Expositionseinrichtung

Die aufgebaute Expositionseinrichtung besteht aus einem Oberbau (Doppelkonusleitung), der die Führung der Welle ermöglicht, und aus einem Unterbau, in den die fixierten Ratten eingebracht werden können.

Abbildung 4.9 zeigt die aufgebaute Expositionseinrichtung.

Die Breite des Unterbaus beträgt 1,1 m und die Höhe der gesamten Anlage ca. 40 cm. Am Eingang der Leitung wird ein Zirkulator verwendet, der die reflektierte Leistung zum Abschlusswiderstand weitergibt. Um eventuelle Fertigungstoleranzen auszugleichen, kann das Expositionsfeld für jeden Sektor über Justierschrauben (Abb. 4.9a) eingestellt werden. Damit bei gleichzeitiger elektromagnetischer Abschirmung die Luftzufuhr für die Tiere gewährleistet ist, werden die Metallklappen mit einem Feingitter versehen (Abb. 4.9a). Außerdem werden Metallwände (Abb. 4.9b) zwischen den einzelnen Sektoren zur Vermeidung einer Feldverkopplung zwischen den einzelnen Tieren verwendet. Ein einstellbarer Ventilator im Zentrum des Unterbaus dient der Erzielung einer Luftzirkulation. Eine regelbare LED-Beleuchtung wird verwendet, um die gewünschte Lichtintensität zu erreichen.

4.3.6 Versuchsaufbau der Exposition

Die gesamte Expositionsanlage besteht neben der Expositionseinrichtung aus einem UMTS-Signal-Generator, einem Verstärker, einem Koppler, einer HF-Diode zum Detektieren des Kontrollsignals und aus einem Rechner, der die mit der HF-Diode aufgezeichneten Feld-Werte speichert.

Abbildung 4.10 gibt das Schema des Aufbaus wieder.

KAPITEL 4. LOKALE GEHIRN-EXPOSITION VON RATTEN IN EINER SPHÄRISCHEN WELLENLEITUNG

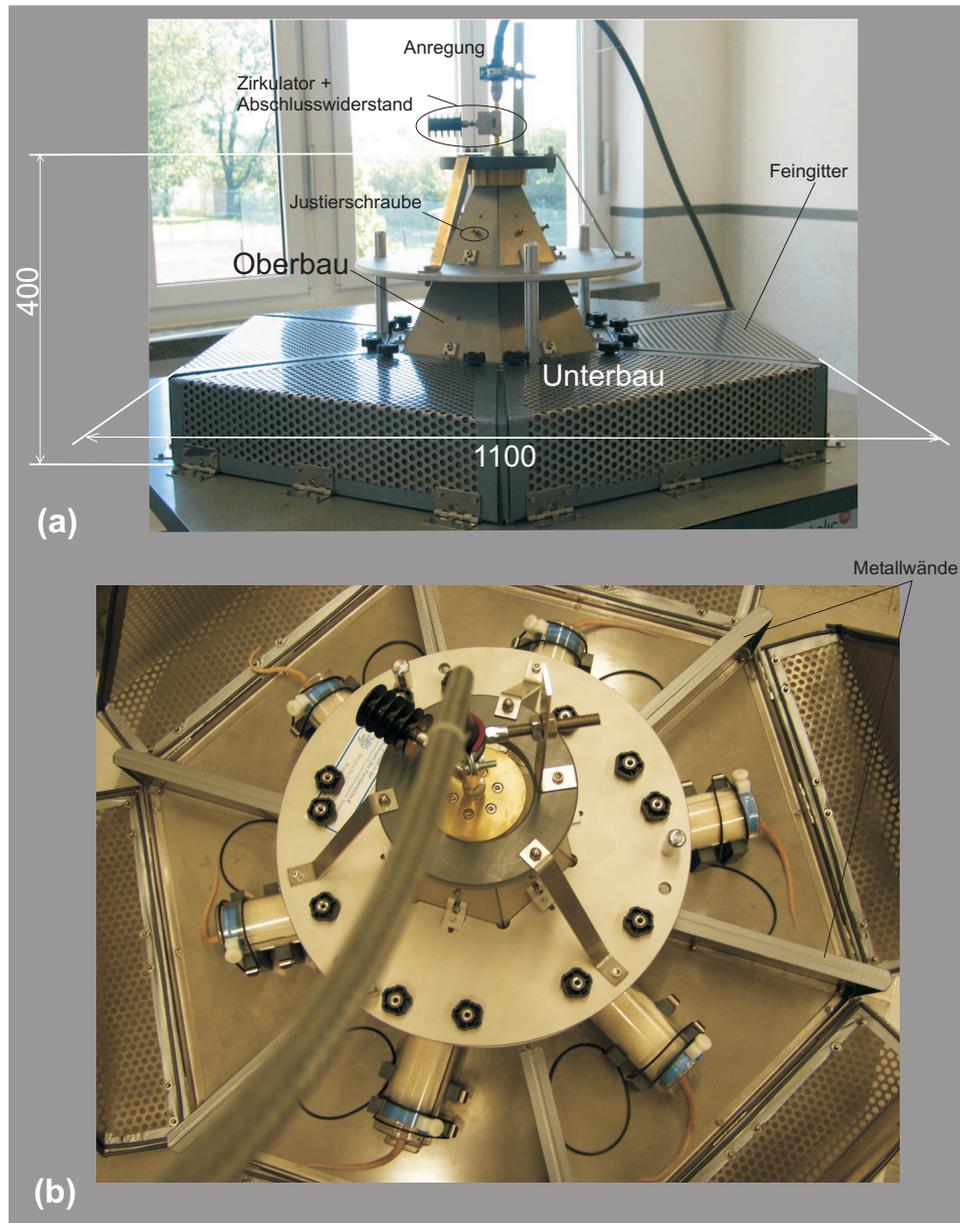


Abbildung 4.9: Auf der Doppelkonusleitung basierende aufgebaute Expositionseinrichtung; (a) geschlossen (b) geöffnet.

KAPITEL 4. LOKALE GEHIRN-EXPOSITION VON RATTEN IN EINER SPHÄRISCHEN WELLENLEITUNG

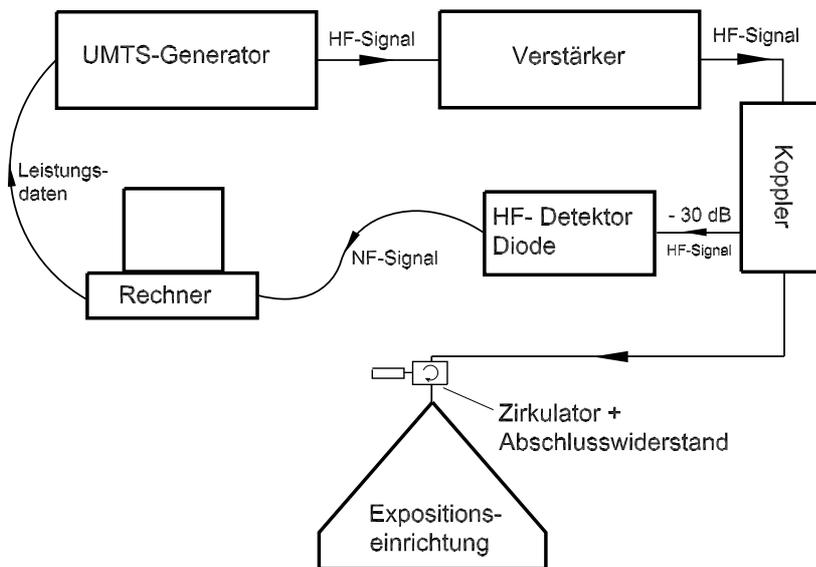


Abbildung 4.10: Schema des gesamten Expositionsaufbaus.

Wie schon bei den Anforderungen erwähnt, wird die Exposition bei den Hauptexperimenten verblindet durchgeführt. Es werden neun Messreihen durchlaufen, wobei - in unbekannter Reihenfolge - jeder der drei SAR-Werte (0 W/kg , 2 W/kg und 10 W/kg) in drei Messreihen vorkommt. Die Verblindung wird nach der biologischen Auswertung aufgehoben.

4.4 Dosimetrie

Zur Bestimmung der Feld- und SAR-Verteilung innerhalb der Ratte sind numerische Berechnungen an einem numerischen Rattenmodell notwendig ([93, 94]).

Bei der Modellierung wird die Makrolon-Röhre berücksichtigt, denn die Anwesenheit der Röhre kann den maximalen SAR-Wert gegenüber dem Fall ohne Röhre verändern.

In [95] z.B., wo eine Glas-Röhre verwendet wurde, beträgt die SAR-Erhöpfung 18 % bei einer Frequenz von $1,5 \text{ GHz}$.

4.4.1 Eigenschaften des Rattenmodells

Das für die Berechnung verwendete Rattenmodell entstand aus Gefrierschnitten einer trächtigen Sprague-Dawley-Ratte [96]. Bei einer räumlichen Auflösung von $1 \times 1 \times 1 \text{ mm}^3$ (Voxel-Größe) repräsentiert das Rattenmodell die Masse $m_{wb} = 248 \text{ g}$, wobei die Gehirnmasse $m_{brain} = 2,05 \text{ g}$ beträgt. Es wurden 34 unterschiedliche Materialien berücksichtigt.

Die Gewebedaten wurden aus [97–99] entnommen. Die Tabelle 4.1 gibt die hier relevanten Eigenschaften aller benutzten Gewebe wieder.

4.4.2 Feldverteilung

Aus dem in Abbildung 4.8 gezeigten Leerfeld ist zu erwarten, dass das Feld im Gehirn der Ratte konzentriert wird. Abbildung 4.11 zeigt die elektrische Feldverteilung in einer Ebene durch die Mitte des Rattenmodells.

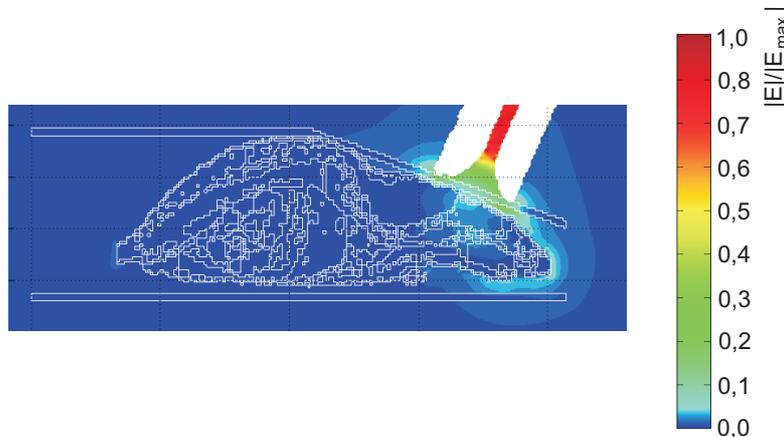


Abbildung 4.11: Numerisch berechnete elektrische Feldverteilung im Rattenmodell (Schnitt durch die Mitte).

KAPITEL 4. LOKALE GEHIRN-EXPOSITION VON RATTEN IN EINER
SPHÄRISCHEN WELLENLEITUNG

Gewebe	ε_r	$\kappa[S/m]$	$\rho[kg/m^3]$
Auge	53,32	1,70	1042
Blut	59,08	2,16	1060
Dickdarm	54,79	1,68	1040
Drüse	57,89	1,61	1100
Dünndarm	55,48	2,80	1040
Eierstock	45,91	1,92	1048
Fett	5,33	0,08	920
Gebärmutter	58,63	1,87	1052
Gehirn	43,26	1,23	1040
Glaskörper	60,00	1,30	1044
Haut (feucht)	43,57	1,31	1130
Haut (trocken)	38,61	1,25	1130
Herzmuskel	55,89	1,88	1030
Knochen	11,67	0,30	1990
Knochenmark (KM)	7,96	0,22	1040
KM-Flüssigkeit	66,95	3,05	1040
Knorpel	39,83	1,39	1100
Körperflüssigkeit	68,49	2,13	1060
Leber	43,88	1,38	1030
Luftröhre	40,30	1,19	1080
Lunge	34,96	1,02	1040
Magen	62,94	1,81	1050
Milz	53,45	1,88	1054
Muskel	54,21	1,48	1050
Nägel	11,67	0,30	1300
Nerven	30,66	0,90	1040
Niere	53,94	2,06	1050
Zähne	11,67	0,30	2160
Zunge	53,32	1,47	1041

Tabelle 4.1: Materialeigenschaften der Gewebe im Rattenmodell für die Frequenz
 2 GHz

4.4.3 SAR-Verteilung

Abbildung 4.12 zeigt die SAR-Verteilung, gemittelt über 1 mm^3 , in logarithmischer (4.12a) und linearer (4.12b) Darstellung.

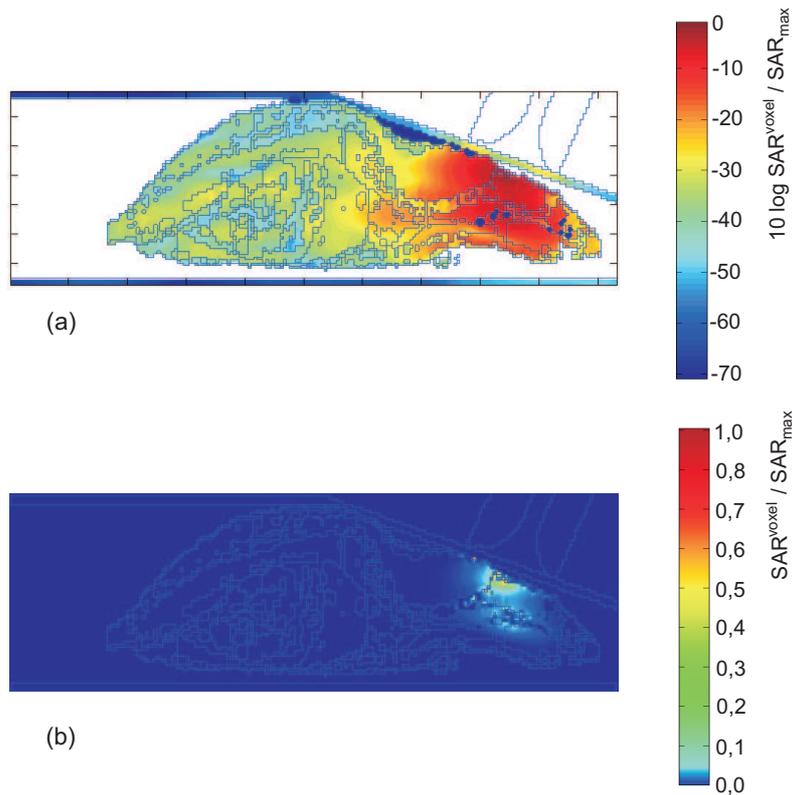


Abbildung 4.12: Numerisch berechnete SAR-Verteilung im Rattenmodell (Schnitt durch die Mitte). (a) Logarithmische Darstellung, (b) lineare Darstellung.

Der maximale SAR-Wert wird wie gewünscht im Bereich des Gehirns erreicht. Das Verhältnis der gesamten mittleren SAR im Gehirn zur Ganzkörper-SAR ist $\frac{\text{SAR}_{\text{brain}}}{\text{SAR}_{\text{wb}}} = 20,7$. Aus der Abbildung ist auch zu entnehmen, dass eine relativ homogene SAR-Verteilung im Gehirn erzielt wird. Bei einer Leistung $P_{\text{in}} = 1 \text{ W}$ am Eingang der gesamten Leitung wird ein über das Gehirn ($m_{\text{brain}} = 2,05 \text{ g}$) gemittelter SAR-Wert

KAPITEL 4. LOKALE GEHIRN-EXPOSITION VON RATTEN IN EINER SPHÄRISCHEN WELLENLEITUNG

von $SAR_{calc} = 5,86 W/kg$ erreicht.

Diese Ergebnisse wurden in Zusammenarbeit mit dem Lehrstuhl für Neuroanatomie und molekulare Hirnforschung der Ruhr-Universität Bochum [71] im Rahmen der durchgeführten Vorversuche verifiziert. Dazu wurden während der Exposition im elektromagnetischen Feld Temperaturmessungen mit Hilfe einer Glasfaser-Temperatursonde (Kap. 2.5.5) im Gehirn eines Rattenkadavers und einer narkotisierten Ratte durchgeführt. Die Glasfaser-sonde wurde durch eine Bohrung im Schädel der Ratte eingeführt, so dass sie mindestens 1 *cm* tief im Gehirn lag.

Abbildung 4.13 verdeutlicht den Vorgang.



Abbildung 4.13: Glasfaser-Temperatursonde im Gehirn eines Rattenkadavers.

Abbildung 4.14 zeigt die Temperaturerhöhung nach dem Einschalten des HF-Signals bei einer Eingangsleistung von 1,4 *W*.

Bei einer eingespeisten Leistung von $P_{in} = 1,4 W$ wurden sechs Messungen durchgeführt. Dabei ergab sich nach 100 Minuten eine durchschnittliche Temperaturerhöhung von 2,16 °C. Beim Einschalten des HF-Signals stieg die Temperatur kontinuierlich an. Nach dem Ausschalten des Signals sank sie wieder ab, bis sie den Anfangswert erreicht hatte. Aus der Steigung der Temperaturkurve nach dem Einschalten des HF-Signals konnte der SAR-Wert bei dieser Leistung ermittelt werden. Im Durchschnitt betrug er 7.75 *W/kg* mit einer Standard-Abweichung von 18 %, d.h. bei

KAPITEL 4. LOKALE GEHIRN-EXPOSITION VON RATTEN IN EINER SPHÄRISCHEN WELLENLEITUNG

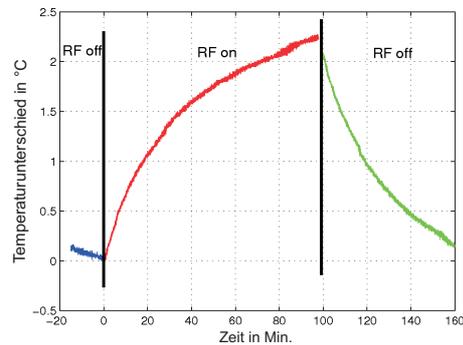


Abbildung 4.14: Durchschnittlich gemessener Temperaturverlauf im Gehirn eines Rattenkadavers, $P_{in} = 1,4 W$.

einer Eingangsleistung $P_{in} = 1 W$ wird ein SAR-Wert im Gehirn von $SAR_{Mess} = 5,54 W/kg$ erreicht. Daraus folgt ein SAR-Verhältnis zwischen Rechnung und Messung von $SAR_{calc}/SAR_{Mess} = 1,05$.

Aus den Ergebnissen folgt, dass die gewünschten gemittelten SAR-Werte von $2 W/kg$ und $10 W/kg$ im Gehirn bei einer Eingangsleistung von $P_{in,2 W/kg} = 0,36 W$ und $P_{in,10 W/kg} = 1,8 W$ erreicht werden.

Bei einer narkotisierten Ratte betrug die maximale Temperaturerhöhung im Gehirn für eine Eingangsleistung von $1,4 W$ nur $0,4 °C$. Die Unterschiede im Temperaturverhalten zwischen Rattenkadaver und narkotisiertem Tier sind durch die Blutzirkulation beim lebenden Tier zu erklären, durch die eine schnelle Wärmeregulation garantiert wird. Außerdem war zu bemerken, dass die Temperaturantwort in den narkotisierten Tieren sich von einem Tier zum anderen stark unterscheiden kann, d.h. die Temperaturerhöhung hängt von der Narkosetiefe ab.

Bei der Einstellung der Eingangsleistung für die Hauptversuche war zu beachten, dass die in den Tieren absorbierte Leistung sich bei vollbestückter Leitung gegenüber der nur mit einem Tier (Vorversuche) besetzten Leitung um 53% reduziert.

Temperaturmessungen im Gehirn nicht-narkotisierter Ratten sind nicht möglich. Bei den Hauptversuchen ist aber auch bei der maximalen Dosis wegen der nicht einge-

KAPITEL 4. LOKALE GEHIRN-EXPOSITION VON RATTEN IN EINER SPHÄRISCHEN WELLENLEITUNG

schränkten Fähigkeit der vitalen Tiere zur Wärmeregulation keine spürbare Temperaturerhöhung zu erwarten.

4.5 Variationsberechnungen

Im Folgenden werden Variationsrechnungen behandelt, um die Anlage auf mögliche Einflüsse von Parameter-Variationen zu untersuchen. Abweichungen der SAR können sowohl aufgrund der Eigenschaften der Ratte (z.B. Gewicht, Gewebeparameter) hervorgerufen werden als auch durch ihre Position in der Röhre.

Tabelle 4.2 fasst die Ergebnisse bei unterschiedlichen Variationen (Var.) zusammen.

Das Koordinatensystem ist aus Abb. 4.8 zu entnehmen.

Modell	Pos.-Abw. in mm			Gehirn $_{Mat}$ -Abw. in $\%$				m_{wb} in g	ΔSAR_{brain} in $\%$
	Δx	Δy	Δz	Δm_{brain}	$\Delta \varepsilon_r$	$\Delta \kappa$	$\Delta \rho$		
Original	0	0	0	0	0	0	0	248	0
Var. 1	± 2	0	0	0	0	0	0	248	∓ 22
Var. 2	0	± 2	0	0	0	0	0	248	± 6
Var. 3	0	0	± 1	0	0	0	0	248	∓ 48
Var. 4	0	0	0	0	± 5	0	0	248	$\mp 0,37$
Var. 5	0	0	0	0	0	± 5	0	248	$\pm 3,4$
Var. 6	0	0	0	0	0	0	± 5	--	$\pm 5,01$
Var. 7	0	0	0	$-4,5 - +3,3$	0	0	0	$236 - 256$	± 10

Tabelle 4.2: Ergebnisse für Variationsberechnungen an der auf einer Doppelkonusleitung basierenden Expositionseinrichtung

Bezüglich der Position der Ratte in der Röhre ist festzustellen, dass die größte Variation der SAR bei einer Verschiebung in z -Richtung stattfindet. Eine Verschiebung in $+z$ -Richtung hat die Folge, dass ein Großteil des Gehirns sich nicht mehr im Bereich

KAPITEL 4. LOKALE GEHIRN-EXPOSITION VON RATTEN IN EINER SPHÄRISCHEN WELLENLEITUNG

der maximalen Feldstärken befindet. Ein ähnlicher Effekt ist bei einer Verschiebung in x -Richtung zu sehen, allerdings mit kleinerer SAR_{brain} -Variation, weil das Expositionsfeld in x -Richtung langsamer als in z -Richtung abklingt. Eine Verschiebung in y -Richtung ruft die kleinste Abweichung im SAR_{brain} hervor, weil das Gehirn sich in einem Bereich befindet, in dem die y -Abhängigkeit des Expositionsfeldes sehr gering ist.

Die Variation der Kopfposition wurde nur von wenigen Autoren berücksichtigt. Bei [100] lag die über das Gehirn gemittelte SAR_{brain} -Variation zwischen -30% und $+15\%$ bei der möglichen Positionsänderung innerhalb der Röhre. Bei [101] verursacht eine Kopffrotation von $\pm 10\%$ eine SAR-Variation im Gehirn von $\pm 30\%$.

Wird die Gehirn-Material-Eigenschaft alleine betrachtet, so verursacht die Variation der Permittivitätszahl eine sehr geringe Abweichung in der SAR, wobei diese Abweichung bei Variation des Dichte- bzw. Leitfähigkeits-Werts größere Abweichungen in der SAR hervorruft. Abweichungen in der Körpermasse beeinflussen die über das Gehirn gemittelte SAR. Eine Abweichung von ca. $\pm 4\%$ im Ganzkörper-Gewicht ergibt eine SAR-Abweichung von $\mp 10\%$.

Für die betrachteten Abstände (Tab. 4.2) variiert das Verhältnis $\frac{SAR_{brain}}{SAR_{wb}}$ zwischen 19,9 und 21,7.

Abbildung 4.15 zeigt den Verlauf der SAR-Werte im Gehirn und im Ganzkörper in Abhängigkeit des Abstands Δz .

Das Verhältnis $\frac{SAR}{SAR_{orig}}$ klingt mit wachsenden Abstand Δz exponentiell ab. Schon bei kleinen Vergrößerungen von Δz wird $\frac{SAR_{brain}}{SAR_{brain,orig}} < \frac{SAR_{wb}}{SAR_{wb,orig}}$, weil immer mehr Leistung außerhalb des Gehirns absorbiert wird, d.h. das Verhältnis $\frac{SAR_{brain}}{SAR_{wb}}$ wird immer kleiner.

Abbildung 4.16 zeigt die Variation des über das Gehirn gemittelten SAR-Wertes, bezogen auf das Standard-Gewicht vom 248 g, in Abhängigkeit des Gewichtes (m_{wb}) bzw. der Länge des Rattenmodells ($Länge_{wb}$). Die Balken in dieser Abbildung geben jeweils die SAR-Variation bei einer Körperverschiebung in z -Richtung von $\Delta z = \pm 1\text{ mm}$

KAPITEL 4. LOKALE GEHIRN-EXPOSITION VON RATTEN IN EINER SPHÄRISCHEN WELLENLEITUNG

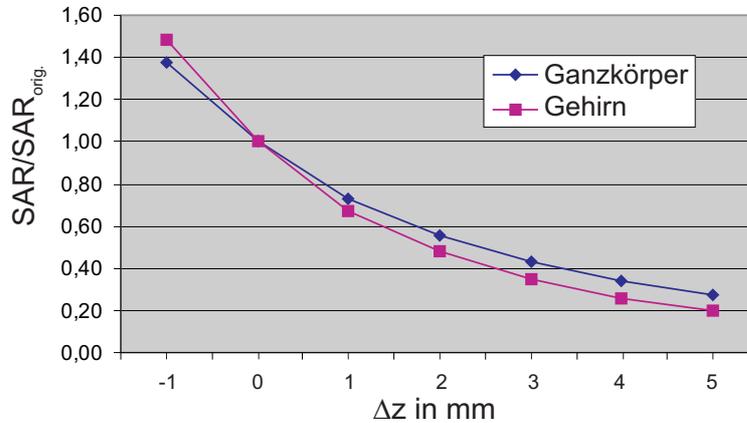


Abbildung 4.15: Das Verhältnis $\frac{SAR}{SAR_{orig}}$ gemittelt über Ganzkörper und Gehirn.

wieder.

Bei großen Unterschreitungen des Standard-Gewichts 248 g ändert sich der SAR-Wert sehr stark, denn die im Tier absorbierte Leistung wird vom Verhältnis der Rattengröße zur Wellenlänge beeinflusst. Bei einer Gewichts-Änderung von $\pm 20\%$ beträgt die SAR-Variation ca. 48 %

Ergebnisse über die SAR-Änderung in Abhängigkeit des Gewichts können z.B. aus [100] und [102] entnommen werden. Für gleiche Körpergewichte wie in Abb. 4.16 wird dort eine maximale SAR-Variation von ca. 250 % bzw. ca. 160 % angegeben. Diese SAR-Variation kann aufgrund der verwendeten Modelle und Feldquellen variieren.

Das Expositionsfeld in der vorliegenden Expositionseinrichtung entsteht aus einer TEM-Welle. Daher kann diese Anlage nicht nur bei der Frequenz 2 GHz, sondern auch bei anderen Frequenzen betrieben werden. Eine SAR-Betrachtung bei variabler Frequenz ist deshalb sinnvoll.

Abbildung 4.17 zeigt den SAR-Verlauf in Abhängigkeit der Frequenz für ein Ratten-

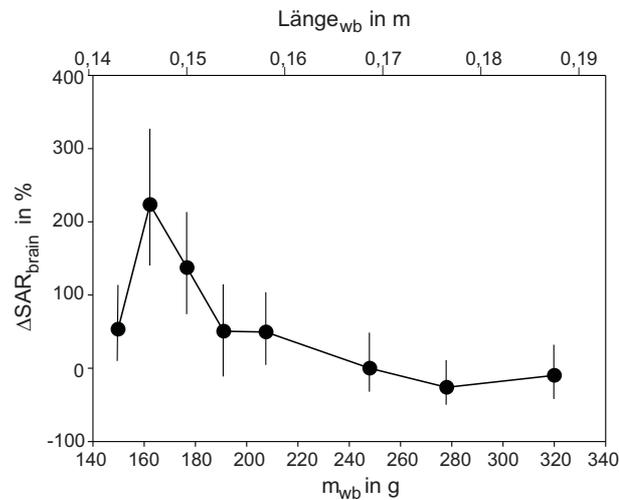


Abbildung 4.16: SAR_{brain} -Änderung in Abhängigkeit vom Gewichtsänderung und Länge des Rattenmodelles.

modell mit einem Gewicht von $m_{wb} = 177 \text{ g}$ und einer Länge von $Länge_{wb} = 0,15 \text{ m}$.

Die SAR-Verläufe im Ganzkörper und im Gehirn weichen nur sehr gering voneinander ab.

Identische Betrachtungen von D'Andrea et al. [103] und Schönborn et al. [100] zeigen vergleichbare SAR-Verläufe in Abhängigkeit der Frequenz. Die geringen Unterschiede sind auf unterschiedliche Feldverteilungen im Tiermodell aufgrund der verwendeten Antennen zurückzuführen.

Die Frequenzvariation beeinflusst auch das Verhältnis SAR_{brain}/SAR_{wb} , wie Abbildung 4.18 zeigt.

4.6 Zusammenfassung

In diesem Kapitel wurde eine auf einer Doppelkonusleitung basierende Expositionseinrichtung zur Untersuchung möglicher Effekte des *UMTS*-Signals auf die Blut-

KAPITEL 4. LOKALE GEHIRN-EXPOSITION VON RATTEN IN EINER SPHÄRISCHEN WELLENLEITUNG

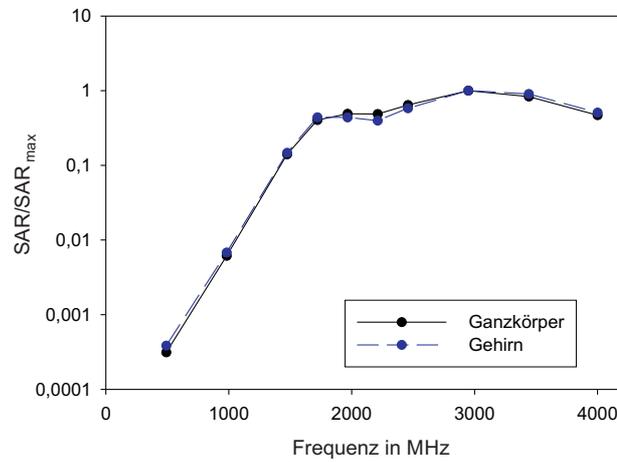


Abbildung 4.17: SAR/SAR_{max} im Gehirn und Ganzkörper in Abhängigkeit der Frequenz.

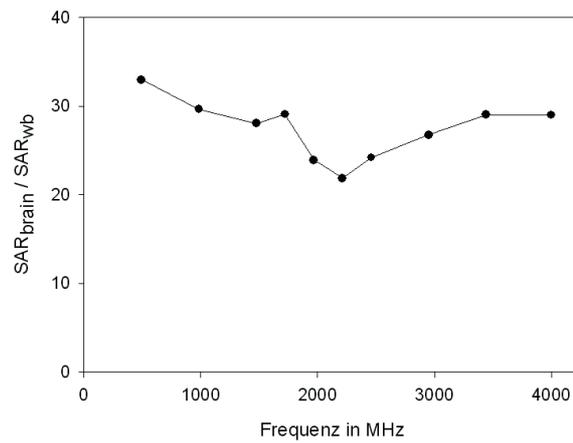


Abbildung 4.18: SAR_{brain}/SAR_{wb} in Abhängigkeit der Frequenz.

KAPITEL 4. LOKALE GEHIRN-EXPOSITION VON RATTEN IN EINER SPHÄRISCHEN WELLENLEITUNG

Hirn-Schranke konzipiert und analysiert. Es wurde eine lokale Exposition des Gehirns erreicht. Wegen der Trennung einzelner Sektoren mit Hilfe von Metallwänden konnte die Entkopplung der Expositionsfelder für die einzelnen Tiere gewährleistet werden. Tabelle 4.3 zeigt Vergleiche zwischen der hier entwickelten und anderen Expositionseinrichtungen für ähnliche Experimente, die auf unterschiedlichen Konzepten basieren.

Anlage	Frequenz in MHz	$SAR_{brain, P_{in}=1}$ W in W/kg		Anzahl Tiere	$\frac{SAR_{brain}}{SAR_{wb}}$
		Num. Rech.	Messung		
Chou et al. [77]	1957	22,6	—	1	20,0
Leveque et al. [78]	900	6,8	—	1	—
Schönborn et al. [100]	1620	1,27-1,59	2,6	10	9,1
Doppelkonusleitung	1966	5,86	$5,54 \pm 18 \%$	6	20,7

Tabelle 4.3: Zusammenfassung der Eigenschaften verschiedener Expositionsanlagen zur Gehirnexposition von adulten Ratten.

Die Bewertung der Tabelle 4.3 lässt vermuten, dass die auf einer Schleifen-Antenne basierte Anlage von Chou et al. [77] am effizientesten ist, weil bei einer Eingangsleistung von $P_{in} = 1$ W ein über das Gehirn gemittelter SAR-Wert von 22,6 W/kg erreicht wird. Dieser Wert wird aber bei der Exposition von nur einer Ratte erreicht. Erhöht man die Anzahl der Ratten auf z.B. sechs, so werden die benötigte Eingangsleistung und der Aufwand zur Realisierung der Exposition deutlich größer.

Es ist aus der Tabelle 4.3 zu entnehmen, dass bei gleicher Eingangsleistung die mit einer Dipolantenne arbeitende Expositionsanlage [100] im Vergleich mit anderen Konzepten den niedrigsten SAR-Wert im Gehirn der Ratte liefert.

Am Ende dieses Kapitels werden Variationsberechnungen bezüglich der SAR bei Änderung verschiedener Parameter vorgestellt. Die maximale SAR-Änderung trat bei Änderung des Verhältnisses der Rattengröße zur Wellenlänge auf.

KAPITEL 4. LOKALE GEHIRN-EXPOSITION VON RATTEN IN EINER SPHÄRISCHEN WELLENLEITUNG

Als biologisches Ergebnis zeigten die mit der hier entwickelten Anlage durchgeführten Experimente ausschließlich für die *tight junction*-Komponente Claudin-1 eine signifikante Erhöhung der Genexpression bei Exposition von 10 *W/kg* gegenüber den *sham*-exponierten Tieren. Die mit 2 *W/kg* exponierten, aber auch die *sham*-exponierten Tiere, die ebenfalls in Versuchsröhren fixiert wurden, zeigen eine erhöhte Claudin-1 Expression im Vergleich zu Käfig-Kontrolltieren. Diese Expressionsänderungen werden auf die Stressbedingungen während des Versuches zurückgeführt [71].

Quasi TEM-Wellenleiter als Expositionseinrichtung für 'in vivo'- Experimente

5.1 Einführung

Bei früheren Experimenten zu Untersuchungen von Hamstern und AKR/J-Mäusen, die durch ein GSM 900 MHz-Signal im nicht-thermischen Bereich exponiert waren, fanden sich bei der Auswertung durch die Arbeitsgruppe von Prof. Lerchl an der *School of Engineering and Science* der *Jacobs University Bremen* Hinweise in Form von Gewichtsveränderungen darauf, dass die elektromagnetischen Felder möglicherweise Auswirkungen auf den Energieumsatz hatten (z.B. in [104,105]). Als Interpretation des Befundes wurde vermutet, dass auch bei einer Exposition im nicht-thermischen Bereich ein Wärmeeintrag erfolgt, so dass die Temperaturregelung eingreifen muss, um einen Anstieg der Körpertemperatur infolge der Exposition zu begrenzen. Die wichtigsten Regelmechanismen zur Konstanthaltung der Körpertemperatur sind Schwitzen, Abstrahlung von Wärme durch erhöhte periphere Durchblutung sowie Reduktion des

Grundumsatzes. Um die Gültigkeit der Erklärung zu bestätigen oder zu widerlegen, wurden neue Experimente an Hamstern durchgeführt, bei denen sowohl der gesamte Energieeintrag als auch Körpergewicht, Futter- und Wasserverbrauch gemessen und kontrolliert werden konnten.

In diesem Kapitel wird für solche Experimente eine auf Rechteckhohlleitungen basierende Expositionseinrichtung konzipiert und analysiert. Numerische und analytische Ergebnisse werden gegeben und Variationsberechnungen bezüglich Gewicht und Materialeigenschaften eines Hamsters vorgestellt.

5.2 Beschreibung des Experiments und spezifische Anforderungen

Jeweils ein Hamster wird in einem Makrolonkäfig (Länge: 355 mm, Breite: 147 mm, Höhe: 117 mm) gehalten, der einem definierten hochfrequenten Feld (hier: GSM900) ausgesetzt wird und durch den Luft mit einer definierten Geschwindigkeit (30–40 l/h) strömt. In der abgegebenen Luft werden die Konzentrationen von Sauerstoff und Kohlendioxid sowie die Temperatur gemessen. Ein Auswerteprogramm errechnet die respiratorischen Quotienten (RQ), die ein direktes Maß für den Metabolismus der Tiere sind.

Im Käfigbereich sollte eine möglichst homogene Feldverteilung herrschen, damit die Expositionsbedingungen unabhängig vom momentanen Aufenthaltsort des Tieres sind. Die Expositionseinrichtung muss HF-dichte Öffnungen für Luftschläuche und Trinknippel besitzen, und es soll genügend Licht die Tiere erreichen.

Die Versuche sollen sequenziell für verschiedene SAR ($SAR_{wb} = 4 W/kg, 0,4 W/kg, 0,08 W/kg$ und $0 W/kg$ (Scheinexposition)) verblindet durchgeführt werden. Die Dauer eines Versuchs mit einem Tier soll eine Woche betragen.

Während des Experiments müssen auch Feld-Daten aufgezeichnet werden, um die ordnungsgemäße Funktion der Anlage zu kontrollieren.

5.3 Vergleich: Exposition in homogener Feldverteilung

Die wohl einfachste und preiswerteste Möglichkeit, Expositionsammern für Objekte in der Größenordnung von etwa einer Wellenlänge zu bauen, besteht in der Verwendung von Rechteckhohlleitungen, die mit der H_{10} -Welle betrieben werden. Die Feldverteilung der H_{10} -Welle über den Querschnitt der Hohlleitung ist bekanntlich in der E-Ebene konstant und in der H-Ebene sinusförmig, d.h. in dieser Ebene deutlich inhomogen. Wenn sich ein Versuchstier in einem solchen Feld bewegen kann, ist seine Exposition damit abhängig von seiner Position im Käfig.

In diesem Abschnitt soll geklärt werden, ob eine solche positionsabhängige Exposition für die geplanten Experimente toleriert werden kann. Dazu wird die Exposition eines Hamsters in einer H_{10} -Rechteckhohlleitung mit der in dem homogenen Feld einer Bandleitung verglichen.

Zur Vereinfachung wird als Modell für einen Hamster ein Ellipsoid mit einer homogenen Materialverteilung ($\epsilon_r = 43$, $\kappa = 1,4 S/m$ und $\rho = 1158 kg/m^3$) verwendet. Das Volumen des Ellipsoids beträgt $50 cm^3$, was einem Gewicht von $m_{wb} = 57,9 g$ entspricht. Das Ellipsoid hat eine Länge von $90 mm$, eine Breite von $35 mm$ und eine Höhe von $30 mm$. Die Bestimmung der Feld- und SAR-Verteilung folgt mit Hilfe des Software-Paketes CST STUDIO SUITE [37]. Die Gitter-Auflösung im Bereich der Ellipsoide ist homogen in allen Richtungen und beträgt $1 mm$.

Abbildung 5.1 zeigt die verschiedenen Orientierungen und Positionen des Ellipsoids in einem Käfig der Abmessung $355 mm \times 147 mm \times 117 mm$ (LxBxH).

Die Rechteckhohlleitung hat die Querschnittsabmessungen $29,2 cm \times 14,6 cm$ (Typ WR1150). Für die Bandleitung werden dieselben Abmessungen gewählt, wobei in den numerischen Berechnungen die Bandleitung seitlich durch ideal magnetische Randbedingungen begrenzt wird, um ein homogenes Feld zu simulieren.

Tabelle 5.1 zeigt die Standard-Abweichungen bezüglich der Ganzkörper-SAR (SAR_{wb}) für die in Abb. 5.1 dargestellten Anordnungen.

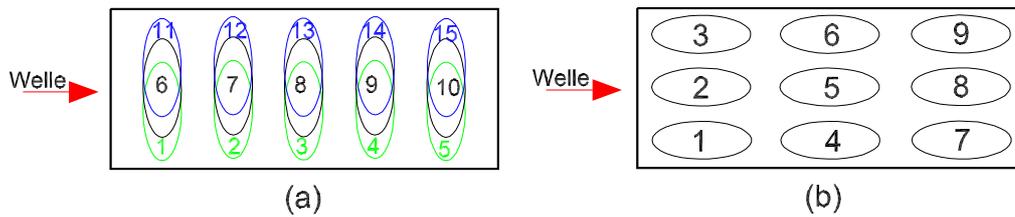


Abbildung 5.1: Anordnungen eines Ellipsoids in einem Käfig. (a) Liegend und senkrecht zur Ausbreitungsrichtung, (b) Liegend und parallel zur Ausbreitungsrichtung.

Anordnung	WR1150	Bandleitung
Abb. 5.1 (a)	5, 6	1, 2
Abb. 5.1 (b)	2, 1	2, 6
Alle	5, 9	2, 8

Tabelle 5.1: SAR-Standard-Abweichung in % bei verschiedenen Anordnungen eines Tieres im Käfig.

Die Tabelle zeigt, dass die SAR-Variation im homogenen Feld der Bandleitung deutlich geringer als im Feld der Rechteckhohlleitung ist.

5.4 Entwicklung der Expositionseinrichtung

5.4.1 Konzept

In einer Rechteckhohlleitung kann für die Grundwelle in einem begrenzten Bereich des Querschnitts eine homogene Feldverteilung dadurch erzielt werden, dass die seitlichen Wände mit geeigneten dielektrischen Platten belegt werden (Abb. 5.2), d.h. indem eine magnetische Wand realisiert wird [106, 107]. Die das Feld erzeugende Welle breitet sich bei einer bestimmten Frequenz mit Lichtgeschwindigkeit aus, sie soll deshalb als 'Quasi-TEM'-Welle bezeichnet werden. Eine andere Möglichkeit, magne-

KAPITEL 5. QUASI TEM-WELLENLEITER ALS EXPOSITIONSEINRICHTUNG FÜR 'IN VIVO'- EXPERIMENTE

tische Wände zu realisieren, besteht in der Verwendung von Rillenstrukturen [108], deren Herstellungsaufwand jedoch deutlich größer als der von dielektrischen Wänden ist. In entsprechenden Veröffentlichungen wurden die dielektrischen Platten unmittelbar auf die metallischen Wänden aufgelegt (z.B. [91]).

In der vorliegenden Arbeit wird gezeigt, dass man eine gute Feldhomogenität auch mit dünnen Platten und damit preiswerter erzielen kann, wenn zwischen den dielektrischen Platten und der Wand ein Zwischenraum gelassen wird [109–113].

Die Abmessung der für die Experimente zur verwendenden Kunststoff-Käfige sind $35,5 \times 14,7 \times 11,7 \text{ cm}^3$ (L x B x H). Es ergibt sich, dass der Querschnitt des schon erwähnten Standard-Typs WR1150 auch nach Einfügen der Platten für die Aufnahme der Käfige groß genug ist. Die im folgenden Abschnitt 5.4.2 durchgeführten Untersuchungen werden deshalb für die Querschnittsabmessungen dieser Standard-Hohlleitung durchgeführt.

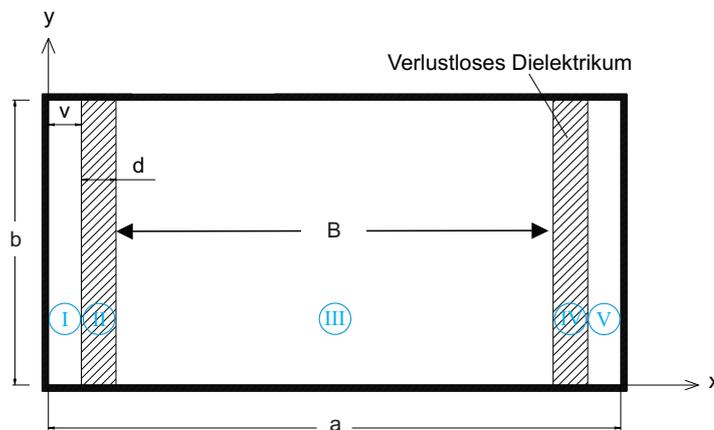


Abbildung 5.2: Rechteckhohlleitung mit zwei dielektrischen Zusatzwänden.

Die Breite B zwischen den beiden dielektrischen Wänden in Abb. 5.2 darf wegen der Breite des Käfigs und seines Deckels nicht kleiner als 155 mm sein.

5.4.2 Dimensionierung der 'Quasi-TEM'-Wellenleitung

5.4.2.1 Analytische Formel zur Bestimmung der Feldkomponenten

Betrachtet wird eine Rechteckhohlleitung mit Einsätzen aus verlustlosem Dielektrikum der Permittivitätszahl ε_r . Die Hohlleitung hat die Breite a und die Höhe b . Die beiden dielektrischen Platten befinden sich symmetrisch zur Mittel-Ebene $x = a/2$ (Abb. 5.2).

Da in der Literatur für Abstände $v > 0$ keine hier verwendbaren Ergebnisse vorliegen, werden diese im Folgenden hergeleitet.

In Rechteckhohlleitungen inhomogener Materialverteilung in x -Richtung sind Längsschnittwellen ausbreitungsfähig mit Fünf-Komponenten-Feldern, für die $E_x = 0$ oder $H_x = 0$ gilt. Die Feldkomponenten dieser Wellen können aus nur einer Komponente bestimmt werden: Die Wellen mit $E_x = 0$ aus H_x und die Wellen mit $H_x = 0$ aus E_x [114]. Es ist offensichtlich, dass die Längsschnittwelle mit der niedrigsten Grenzfrequenz und $E_x = 0$ für eine Rechteckhohlleitung ohne DK-Belege mit der H_{10} -Welle identisch ist.

Für die Analyse wird der gesamte Querschnitt wie in Abb. 5.2 in fünf Bereiche (I , II , III , IV und V) mit jeweils homogener Materialfüllung aufgeteilt. Wegen der Symmetrie muss nur der Bereich $0 \leq x \leq a/2$ betrachtet werden.

Nach längerer Rechnung (Ansatz für die Felder in den Raumbereichen I - III und Erfüllen der Stetigkeitsbedingungen) erhält man

$$\begin{aligned} E_y^{(I)}(x) &= E_0 \sin(k_{x,I}x) \\ E_y^{(II)}(x) &= E_0 C_2 (\sin(k_{x,II}x) + C_1 \cos(k_{x,II}x)) \\ E_y^{(III)}(x) &= E_0 C_5 (\sin(k_{x,I}x) + \frac{C_3}{C_4} \cos(k_{x,I}x)). \end{aligned} \quad (5.1)$$

KAPITEL 5. QUASI TEM-WELLENLEITER ALS
EXPOSITIONSEINRICHTUNG FÜR 'IN VIVO'- EXPERIMENTE

Mit

$$\begin{aligned}
 C_1 &= \frac{\frac{k_{x,II}}{k_{x,I}} \frac{\tan(k_{x,I} v)}{\tan(k_{x,II} v)} - 1}{\frac{k_{x,II}}{k_{x,I}} \tan(k_{x,I} v) + \cot(k_{x,II} v)} \\
 C_2 &= \frac{\sin(k_{x,I} v)}{\sin(k_{x,II} v) + C_1 \cos(k_{x,II} v)} \\
 C_3 &= \sin(k_{x,I} (v + d)) \left(k_{x,II} \cos(k_{x,II} (v + d)) + C_1 k_{x,II} \sin(k_{x,II} (v + d)) \right) \\
 &\quad - k_{x,I} \cos(k_{x,I} (v + d)) \left(\sin(k_{x,II} (v + d)) + C_1 \cos(k_{x,II} (v + d)) \right) \\
 C_4 &= -k_{x,I} \sin(k_{x,I} (v + d)) \left(\sin(k_{x,II} (v + d)) + C_1 \cos(k_{x,II} (v + d)) \right) \\
 &\quad - \cos(k_{x,I} (v + d)) \left(\cos(k_{x,II} (v + d)) - C_1 k_{x,II} \sin(k_{x,II} (v + d)) \right) \\
 C_5 &= \frac{C_2 \left(\sin(k_{x,2} (v+d)) + C_1 \cos(k_{x,2} (v+d)) \right)}{\sin(k_{x,1} (v+d)) + \frac{C_3}{C_4} \cos(k_{x,1} (v+d))}.
 \end{aligned} \tag{5.2}$$

Die Konstante E_0 ist eine von der Leistungsdichte abhängige Größe [115]. Sie entspricht der maximalen Feldstärke in einer leeren Rechteckhohlleitung (ohne Materialeinsätze).

Die Berücksichtigung der Randbedingung

$$\left. \frac{\partial E_y^{(III)}(x)}{\partial x} \right|_{x=a/2} = 0 \tag{5.3}$$

führt zur charakteristischen Gleichung

$$\frac{C_4}{C_3} - \tan\left(k_{x,I} \frac{a}{2}\right) = 0. \tag{5.4}$$

Um die unbekannt Wellenzahl $k_{x,I}$ zu bestimmen, kann diese Gleichung graphisch oder numerisch gelöst werden.

Die Wellenzahl $k_{x,II}$ kann über

$$k_{x,II} = \sqrt{(k_{x,I}^2 - k_0^2 (\varepsilon_{r,I} - \varepsilon_{r,II}))} \tag{5.5}$$

bestimmt werden, wobei

$$k_0 = \omega \varepsilon_0 \mu_0 \tag{5.6}$$

KAPITEL 5. QUASI TEM-WELLENLEITER ALS EXPOSITIONSEINRICHTUNG FÜR 'IN VIVO'- EXPERIMENTE

ist. Für $\varepsilon_{r,I} = 1$ (Luft) und $\varepsilon_{r,II} = \varepsilon_r$ wird die Gl. 5.5 zu

$$k_{x,II} = \sqrt{(k_{x,I}^2 - k_0^2 (1 - \varepsilon_r))} \quad (5.7)$$

Abbildung 5.3 gibt den Verlauf des Verhältnisses C_4/C_3 und $\tan(k_{x,I} \frac{a}{2})$ in Abhängigkeit des Realteils der Wellenzahl $k_{x,I}$ für $\varepsilon_r = 3; 5; 6$, $v = 18 \text{ mm}$ und $d = 25,4 \text{ mm}$ wieder. Die Hohlleitung ist vom Typ WR1150 ($a = 292 \text{ mm}$, $b = 146 \text{ mm}$).

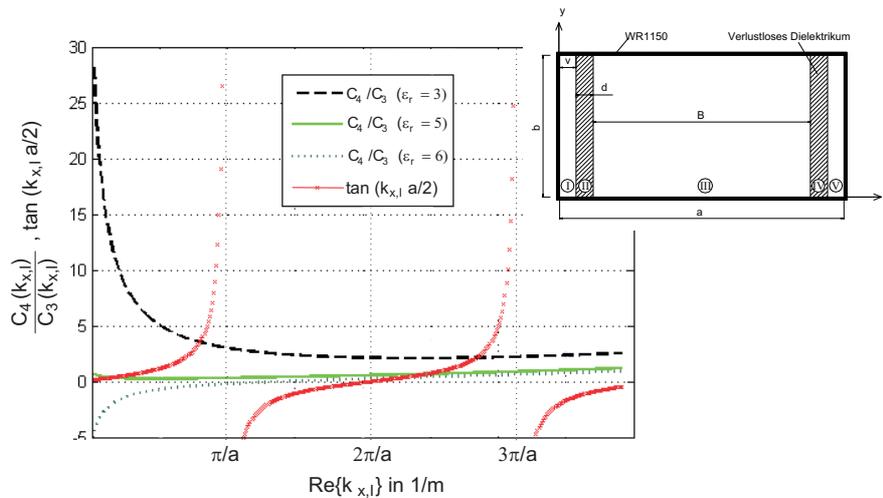


Abbildung 5.3: Verlauf der beiden Terme C_4/C_3 und $\tan(k_{x,I} \frac{a}{2})$ der charakteristischen Gleichung 5.4 bei $\varepsilon_r = 3; 5; 6$, $v = 18 \text{ mm}$, $d = 25,4 \text{ mm}$ und variablem Realteil der Wellenzahl $k_{x,I}$ (Hohlleitungstyp: WR1150).

Die Schnittstellen zwischen den beiden Kurvenscharen geben die Lösungen der charakteristischen Gleichung für bestimmte Wellen an. Um die Lösung der gewünschten Grundwelle (äquivalent zur H_{10} -Welle in einer Rechteckhohlleitung) zu erhalten, wird der Schnittpunkt im ersten Ast der Tangens-Funktion gewählt.

Aus Abbildung 5.3 ist auch zu erkennen, dass z.B. für $\varepsilon_r = 6$ kein Schnittpunkt mit dem ersten Ast von $\tan(k_{x,I} \frac{a}{2})$ existiert und damit keine Lösung bei reellem $k_{x,I}$. Die Lösung für $k_{x,I}$ ist in diesem Fall imaginär. Das bedeutet, dass für $\varepsilon_r = 6$ das Feld im Bereich zwischen den beiden dielektrischen Platten in x -Richtung abklingen würde.

5.4.2.2 Analytische Dimensionierung des Dielektrikums

Um die gewünschte homogene Feldverteilung zwischen den beiden dielektrischen Platten zu erzielen, ist eine Festlegung der Parameter ε_r , d , v bei einer vorgegebenen Rechteckhohlleitung notwendig. Im Folgenden wird auf die Dimensionierung der dielektrischen Platten, ausgehend von der analytischen Betrachtung, eingegangen.

Bei einer festgelegten Rechteckhohlleitung beeinflussen die Parameter v , d , und ε_r die Feldverteilung im Bereich zwischen den beiden Platten. Bei einer konstanten Permittivitätszahl ε_r kann die Wellenzahl k_z in Abhängigkeit der Dicke d und des Abstands v analytisch angegeben werden. Abbildung 5.4 zeigt die Wellenzahl k_z in Abhängigkeit von $v = 6...30\text{ mm}$, $d = 6...40\text{ mm}$ und $\varepsilon_r = 2,5; 5; 10$ bei der Betriebsfrequenz 900 MHz der Rechteckhohlleitung WR1150.

Neben der Erfüllung der charakteristischen Gleichung 5.4 hat eine TEM-Welle die Eigenschaft, dass $k_z = k_0$ ist. In Abb. 5.4 wird die Wellenzahl k_0 durch die dargestellte ebene Fläche repräsentiert.

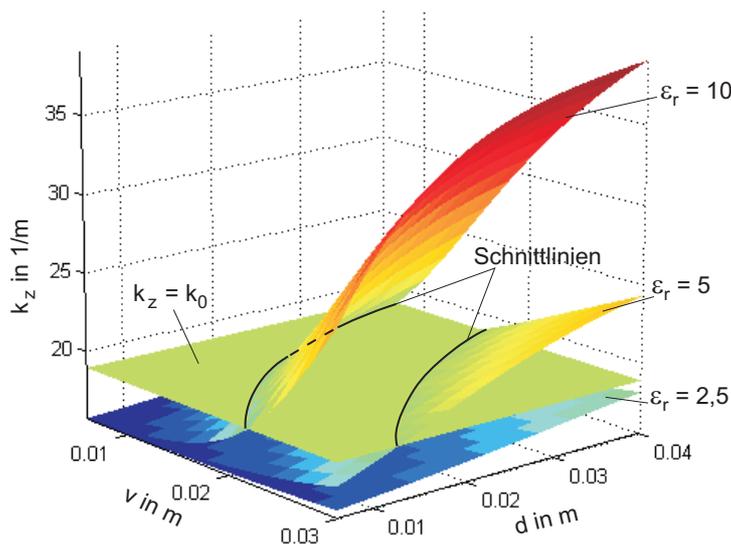


Abbildung 5.4: Wellenzahl k_z in Abhängigkeit von ε_r , v und d (WR1150, $f = 900\text{ MHz}$).

KAPITEL 5. QUASI TEM-WELLENLEITER ALS EXPOSITIONSEINRICHTUNG FÜR 'IN VIVO'- EXPERIMENTE

Die Schnittlinien zwischen den Flächen $k_z = k_0$ und $k_z(v, d)$ geben bei einer festen Permittivitätszahl ε_r diejenigen Abstände und Dicken an, bei denen eine 'Quasi-TEM'-Welle ausbreitungsfähig ist. Wird die Permittivitätszahl sehr klein gewählt (z.B. $\varepsilon_r = 2,5$), so kann sich eine 'Quasi-TEM'-Welle im betrachteten Bereich ($v = 6...30\text{ mm}$ und $d = 6...40\text{ mm}$) nicht ausbreiten. Um eine Ausbreitung der 'Quasi-TEM'-Welle bei $\varepsilon_r = 2,5$ zu ermöglichen, müsste die Dicke d und/oder der Abstand v vergrößert werden.

Im Folgenden wird die Dimensionierung für einen bestimmten Fall durchgeführt. Die Betriebsfrequenz beträgt 900 MHz , die Rechteckhohlleitung ist vom Typ WR1150, die Dicke d der dielektrischen Platten beträgt 30 mm und der Abstand B zwischen den beiden Platten ist 155 mm , d.h. $v = 38,5\text{ mm}$. ε_r ist gesucht, so dass eine 'Quasi-TEM'-Welle im Bereich zwischen den beiden Platten ausbreitungsfähig ist.

Abbildung 5.5 zeigt den Verlauf der Wellenzahl k_z in Abhängigkeit von ε_r .

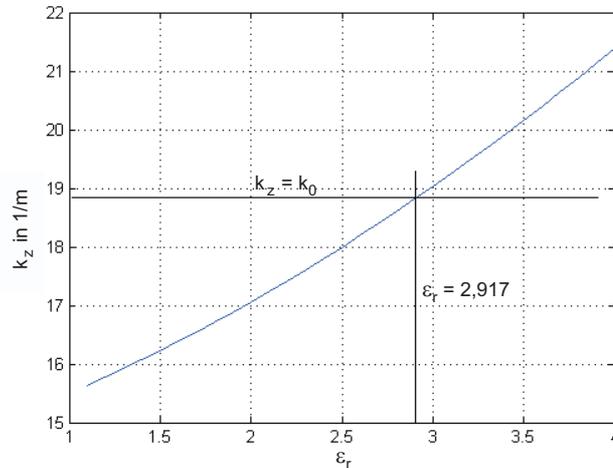


Abbildung 5.5: Wellenzahl k_z in Abhängigkeit von ε_r bei $d = 30\text{ mm}$, $v = 38,5\text{ mm}$, $a = 292\text{ mm}$ und $f = 900\text{ MHz}$ (vgl. Abb. 5.2).

Bei $\varepsilon_{r,opt} = 2,917$ ist eine 'Quasi-TEM'-Welle für diese Konfiguration ausbreitungsfähig.

5.4.2.3 Numerische Berechnungen zur Dimensionierung des Dielektrikums

Die Dimensionierung des Dielektrikums kann auch numerisch behandelt werden, sie wird in verschiedenen Schritten durchgeführt. Den ersten Schritt bilden Feldberechnungen für veränderlichen Abstand v , wobei die Dicke d und die Permittivitätszahl ε_r konstant sind. Als Rechenverfahren wird die Finite Integrationstechnik (Kap. 2.4) verwendet, die im Software-Paket CST STUDIO SUITE [37] implementiert ist.

Die Kurven in Abbildung 5.6 zeigen die Feldverteilung im Querschnitt der Hohlleitung bei der konstanten Plattendicke $d = 25,4 \text{ mm}$ und verschiedenen Abständen v . Die Permittivitätszahl der Platten ist konstant und beträgt beispielhaft bei dieser Rechnung $\varepsilon_r = 5$. Die durch den Querschnitt der Rechteckhohlleitung transportierte Leistung beträgt $P_{in,Quasi-TEM} = 1 \text{ W}$.

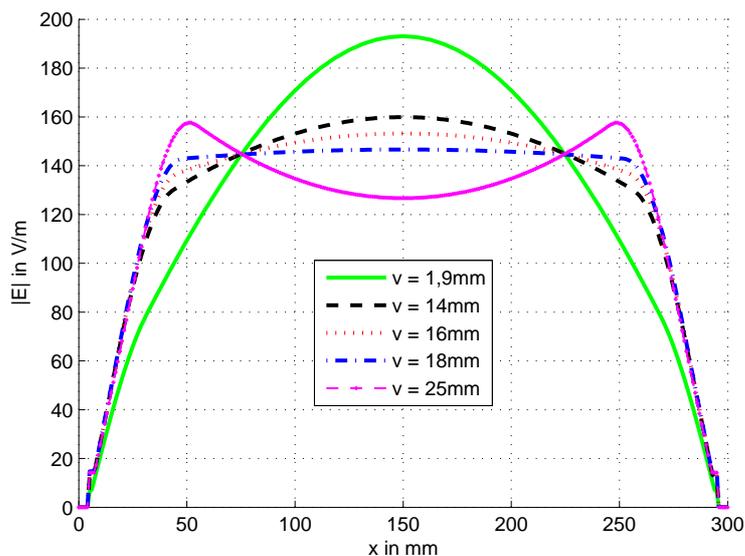


Abbildung 5.6: Betrag der elektrischen Feldstärke (Scheitelwerte) im Querschnitt der 'Quasi-TEM'-Leitung WR1150 für verschiedene Abstände v ($d = 25,4 \text{ mm}$, $\varepsilon_r = 5$, $f = 900 \text{ MHz}$ und $P_{in,Quasi-TEM} = 1 \text{ W}$).

KAPITEL 5. QUASI TEM-WELLENLEITER ALS EXPOSITIONSEINRICHTUNG FÜR 'IN VIVO'- EXPERIMENTE

Bei einer Verschiebung von $v = 18 \text{ mm}$ wird eine sehr gute Homogenität des Feldes im Bereich zwischen den Platten erreicht. Somit würde als beste Lösung eine Konstruktion mit folgenden Eigenschaften folgen:

$$\varepsilon_{r,opt1} = 5; d_{opt1} = 25,4 \text{ mm}; v_{opt1} = 18 \text{ mm}.$$

Zwar ist ein verlustarmes dielektrisches Material für den gewünschten Frequenzbereich kommerziell erhältlich (z.B. ECCOSTOCK HiK500F von Emerson und Cuming), aber zu einem hohen Preis (ca. 1.000 Euro pro Standardplatte mit Abmessungen von $30,5 \text{ cm} \times 30,5 \text{ cm}$).

Aus diesem Grund wurden weitere Rechnungen durchgeführt, bei denen der Abstand B und die Dicke d konstant waren ($B = 155 \text{ mm}$; $d = 30 \text{ mm}$). Die Permittivitätszahl ε_r wurde dagegen in einem Intervall von 2,5 bis 3,5 variiert. Abbildung 5.7 zeigt wieder die Feldverteilung im Querschnitt der Hohlleitung bei einer Eingangsleistung von 1 W .

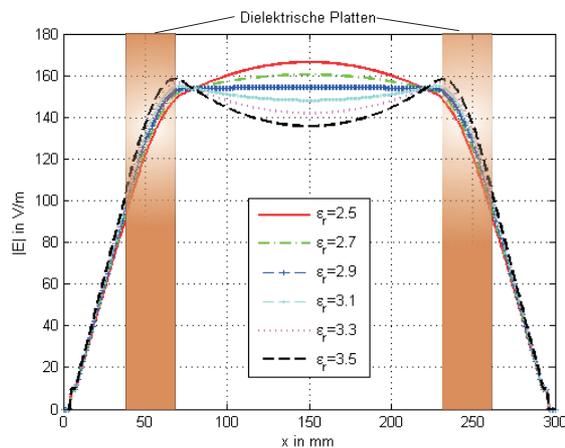


Abbildung 5.7: Betrag der elektrischen Feldstärke (Scheitelwerte) im Querschnitt der 'Quasi-TEM'-Leitung WR1150 bei verschiedenen Permittivitätszahlen ε_r ($B = 155 \text{ mm}$, $d = 30 \text{ mm}$, $f = 900 \text{ MHz}$ und $P_{in,Quasi-TEM} = 1 \text{ W}$).

Wie aus der Abbildung ersichtlich ist, wird für folgende Parameter eine sehr gute Feldhomogenität im Bereich zwischen den beiden Wänden erreicht:

$$\varepsilon_{r,opt2} = 2,9; d_{opt2} = 30 \text{ mm}; v_{opt2} = 38,5 \text{ mm}.$$

5.4.3 Anregung der Grundwelle

Grundsätzlich können beim Einsetzen von Materialien in Hohlleitungen weitere Wellentypen ausbreitungsfähig werden, weil das Dielektrikum die Grenzfrequenz (*cutoff*) der nächsthöheren Eigenwellen verkleinert. Das ist auch der Fall bei dieser Struktur, in der nun bei 900 MHz die H_{20} -Welle zusätzlich zur Grundwelle ('Quasi-TEM'-Welle) ausbreitungsfähig ist.

Durch eine selektive Anregung kann das Auftreten ungewünschter höherer Wellen vermieden werden.

Dies wird dadurch erreicht, dass der 'Quasi-TEM'-Leitung mit den dielektrischen Platten ein Hohlleitungsabschnitt ohne Platten vorgeschaltet wird (Abb. 5.8), in dem nur die H_{10} -Welle als Eigenwelle mit ihrem bezüglich der Ebene $x = a/2$ geraden Funktionsverlauf der elektrischen Feldstärke ausbreitungsfähig ist. Diese regt am Übergang auf die 'Quasi-TEM'-Struktur die H_{20} -Welle mit ihrem ungeraden Feldverlauf überhaupt nicht (Feldüberlappungs-Integral gleich Null) und die 'Quasi-TEM'-Welle mit gutem Wirkungsgrad an.

Eine effektive Anregung der H_{10} -Welle wird mit einem symmetrisch angeordneten, zylindrischen Koppelstift erreicht, der mit der coaxialen Eingangsbuchse der Hohlleitung verbunden ist.

Abbildung 5.9 zeigt die verwendete Koppelstift-Anordnung.

Die in Abbildung 5.9 genannten Abmessungen des Koppelstifts wurden rechnerisch so bestimmt, dass ein Reflexionsfaktor von -20 dB erreicht wird. Dieser Wert wird durch S-Parameter-Messungen mit einem Netzwerkanalysator (Kap. 2.5.3) bestätigt.

KAPITEL 5. QUASI TEM-WELLENLEITER ALS
EXPOSITIONSEINRICHTUNG FÜR 'IN VIVO' - EXPERIMENTE

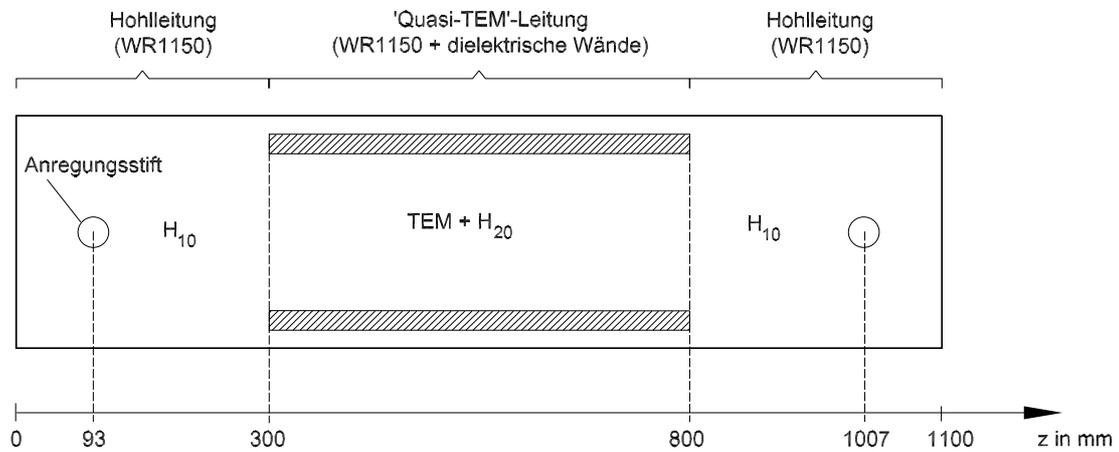


Abbildung 5.8: Anregungskonzept der 'Quasi-TEM'-Leitung.

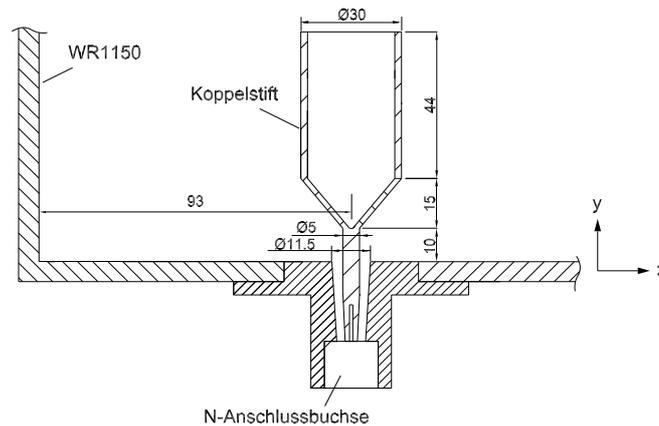


Abbildung 5.9: Schnitt durch den zylindrischen Koppelstift, optimiert für die Frequenz
900 MHz.

KAPITEL 5. QUASI TEM-WELLENLEITER ALS EXPOSITIONSEINRICHTUNG FÜR 'IN VIVO'- EXPERIMENTE

Bei der Auskopplung wird ein baugleicher Koppelstift eingesetzt, an den ein 50Ω -Abschlusswiderstand angeschlossen ist.

Im nächsten Schritt wird die Feldverteilung für ein Computermodell der gesamten Leitungsanordnung inklusive der Koppelstifte und der dielektrischen Wände mit $\varepsilon_r = 2,9$ berechnet. Die Abbildung 5.10 stellt die berechnete elektrische Feldverteilung in zwei zur Ausbreitungsrichtung senkrechten Ebenen farblich dar.

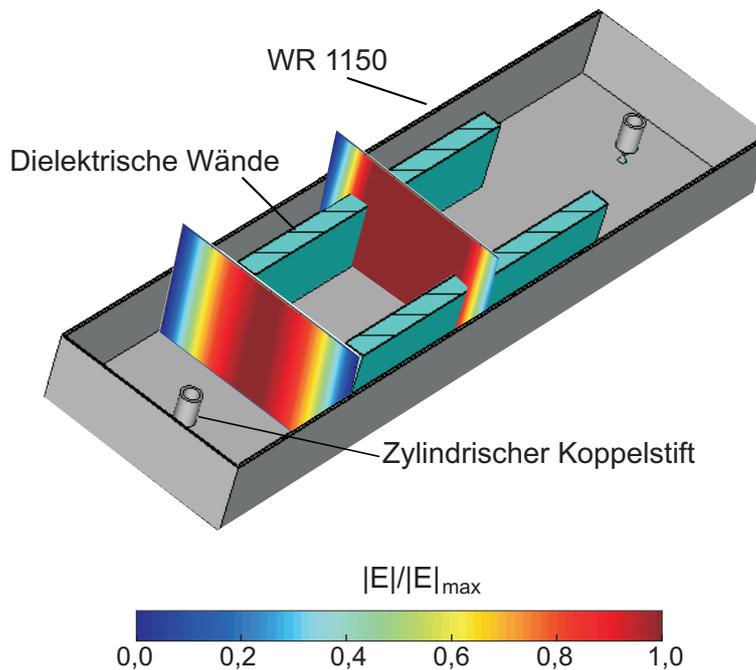


Abbildung 5.10: Betrag der elektrischen Feldstärke in zwei Ebenen vor und innerhalb des Leitungsabschnitts mit den beiden dielektrischen Wänden.

In der ersten Ebene ist die sinusförmige Feldverteilung der H_{10} -Grundwelle zu erkennen, die bereits nach einer Entfernung von ca. 160 mm ($\approx 0,4 \lambda_g$) vom Koppelstift voll ausgebildet ist. Im Bereich zwischen den beiden Wänden, wo später auch der Käfig eingesetzt wird, ist die Feldverteilung wunschgemäß sehr homogen, was die Aussage bestätigt, dass durch eine symmetrische Anregung der 'Quasi-TEM'-Leitung das Problem der höheren Wellentypen beseitigt werden kann. Die Feldhomogenität wird

KAPITEL 5. QUASI TEM-WELLENLEITER ALS EXPOSITIONSEINRICHTUNG FÜR 'IN VIVO'- EXPERIMENTE

bereits in einem Abstand von ca. 72 mm ($\approx 0,22\lambda_0$) vom Anfang der 'Quasi-TEM'-Struktur erreicht.

5.4.4 Aufgebaute Expositionseinrichtung

Abbildung 5.11a zeigt eine Fotografie einer von vier aufgebauten 'Quasi-TEM'-Rechteckhohlleitungen mit aufklappbarem Deckel für den Einsatz des Käfigs. Das Rohr auf der linken Seite dient als Durchführung für den gläsernen Trinknippel der Wasserflasche, durch das andere auf der rechten Seite wird ein Schlauch für die Luftabfuhr geführt. Die beiden Rohre sind als 'Dämpfungskamine' dimensioniert [79], d.h. sie sind mechanisch offene, aber elektromagnetisch geschlossene 'circular waveguides beyond cutoff'. Im Deckel der Leitung wird ein Feingitter verwendet, damit bei gleichzeitiger Hochfrequenz-Abschirmung der Leitung genügend Licht die Tiere erreicht. Die Leitung hat eine Gesamtlänge von $1,1\text{ Meter}$, eine Breite von 30 cm und eine Höhe von ca. 18 cm .

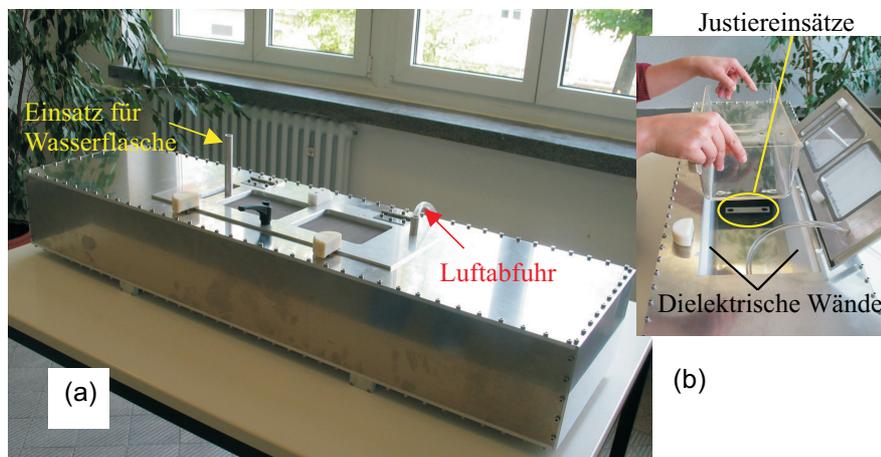


Abbildung 5.11: Fotografien einer der Expositionseinrichtungen mit aufklappbarem Deckel.

In Abbildung 5.11b sind sowohl die beiden dielektrischen Wände als auch die Kunststoff-Einsätze zur Positionierung des Käfigs zu sehen. Diese Bauteile wurden aus ungefärbtem Polyoxymethylen (POM) hergestellt, das im Bereich der Dezimeterwellen Permittivität

KAPITEL 5. QUASI TEM-WELLENLEITER ALS EXPOSITIONSEINRICHTUNG FÜR 'IN VIVO'- EXPERIMENTE

tivitätszahlen von 2 bis 3 aufweist. Abbildung 5.12 zeigt die gesamte an der *Jacobs University* Bremen installierte Expositionseinrichtung, die vier der Rechteckhohlleitungen aus Abb. 5.11 enthält. Neben dem Signalgenerator und dem Verstärker sind der 1:4-Leistungsteiler zur Aufteilung der Verstärker-Ausgangsleistung auf die vier Leitungen, einer der $50\ \Omega$ -Abschlusswiderstände am Leitungsende, zwei Eingangsstecker mit angeschlossenen Speisekabeln und der Steuer- und Kontroll-PC zu sehen.

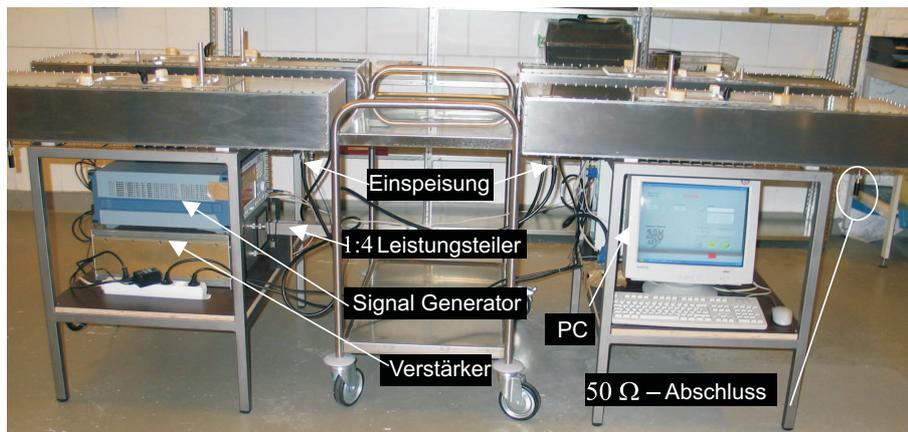


Abbildung 5.12: Fotografie der gesamten Expositionseinrichtung inkl. Steuergeräten und Netzwerkkomponenten.

5.4.5 Messungen an der aufgebauten 'Quasi-TEM'-Leitung

Messungen der elektrischen Feldstärke erfolgten mit Hilfe einer Monopol-Sonde (Kap. 2.5.1), die in die Wellenleitung durch kleine Bohrungen im Deckel eingeführt werden kann. Die Feldsonde war vorher in einer Standard-Rechteckhohlleitung kalibriert worden. Berechnungen des Feldes wurden mit dem Software-Paket CST STUDIO SUITE [37] durchgeführt. Die dazu benötigte Permittivitätszahl ϵ_r der eingesetzten Platten war durch Messungen mit dem in Kap. 2.5.4 beschriebenen System bekannt. Ihr Wert bei 900 MHz beträgt $\epsilon_{r, Mess} = 2,5$. Aus diesem Grund wurden die Berechnungen bei $\epsilon_r = 2,5$ statt beim optimalen Wert von $\epsilon_{r, opt} = 2,9$ durchgeführt.

KAPITEL 5. QUASI TEM-WELLENLEITER ALS EXPOSITIONSEINRICHTUNG FÜR 'IN VIVO'- EXPERIMENTE

Das Diagramm in Abbildung 5.13 zeigt den Vergleich zwischen Messung und Rechnung für den transversalen Feldverlauf bei einer Eingangsleistung von $P_{in} = 1W$.

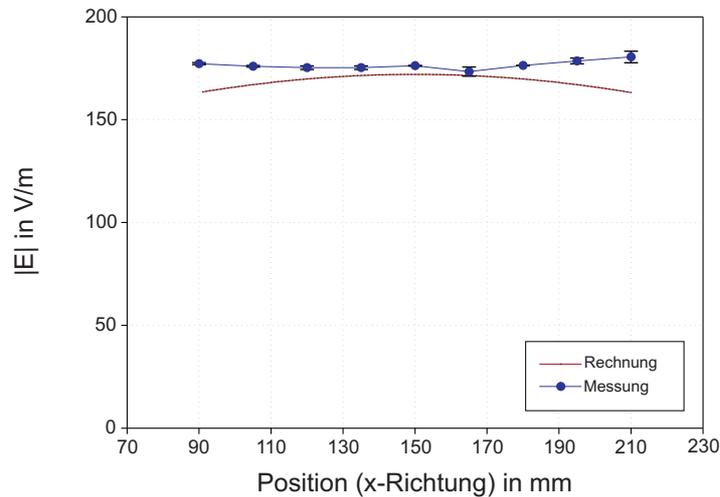


Abbildung 5.13: Vergleich der gemessenen und gerechneten elektrischen Feldstärke (Scheitelwerte) in transversaler Richtung ($P_{in} = 1W$, $\epsilon_r = 2,5$).

Die Übereinstimmung kann bei einem maximalen Unterschied von 9 % als sehr gut bezeichnet werden, zumal bereits die DK-Messung mit einer Unsicherheit von bis zu 5 % behaftet ist.

Mit Hilfe eines Netzwerkanalysators wurden S-Parameter-Messungen sowohl an der leeren als auch an der mit Tier-Phantomen bestückten 'Quasi-TEM'-Leitung durchgeführt. Für die Phantome wurden kleine wassergefüllte Luftballons verwendet, mit einem Volumen ähnlich dem eines Hamsters.

Abbildung 5.14 zeigt den Verlauf der gemessenen Reflexions- und Transmissionsfaktoren der leeren Leitung.

Bei 900 MHz beträgt der maximale Eingangs-Reflexionsfaktor S_{11} ca. $-20 dB$. Die numerischen Berechnungen bestätigen dieses Ergebnis. Die Messung in allen vier Expositionseinrichtungen und in Anwesenheit von drei Phantomen pro Leitung lieferte

KAPITEL 5. QUASI TEM-WELLENLEITER ALS EXPOSITIONSEINRICHTUNG FÜR 'IN VIVO'- EXPERIMENTE



Abbildung 5.14: Gemessene Streuparameter in dB .

bei verschiedenen Anordnungen einen Reflexionsfaktor $S_{11} = -17,5 \text{ dB} \pm 4,3 \text{ dB}$. Dieser Wert unterscheidet sich von dem der leeren Leitung aufgrund der Reflexion an den Phantomen. Für die Experimente war zunächst eine Exposition mit drei Hamstern pro Käfig vorgesehen. Wegen der Feuchtigkeitsentwicklung durch die drei Tiere wurde ihre Zahl auf ein Tier pro Käfig reduziert. Dadurch verbesserte sich der Eingangs-Reflexionsfaktor S_{11} um ca. 2 dB .

5.4.6 Feldhomogenität

Durch Einsetzen der dielektrischen Platten wird eine Homogenisierung des transversalen Feldes angestrebt. In Längsrichtung (Ausbreitungsrichtung) wird die Feldhomogenität im Wesentlichen durch die Stehwelligkeit aufgrund der Reflexion am Koppelstift und an den Stirnseiten der Platten beeinflusst. Tabelle 5.2 gibt die aus Standardabweichung und Mittelwert berechnete prozentuale Feldhomogenität in beiden Richtungen (longitudinal und transversal) für die 'Quasi-TEM'-Leitung mit Platten der Permittivitätszahlen $\epsilon_r = 2,5$ und $\epsilon_r = 2,9$ und für die Standard-Rechteckhohlleitung ($\epsilon_r = 1$) an. Es ist zu erkennen, dass mit den Platten eine deutliche Steigerung der Feldhomo-

KAPITEL 5. QUASI TEM-WELLENLEITER ALS
EXPOSITIONSEINRICHTUNG FÜR 'IN VIVO'- EXPERIMENTE

Richtung	$\varepsilon_r = 2,5$	$\varepsilon_r = 2,9$	$\varepsilon_r = 1$
Longitudinal	4,67	4,76	7,40
Transversal	2,62	0,16	11,14
Gesamt	5,36	4,76	13,37

Tabelle 5.2: Feldhomogenität in % im Bereich des Käfiges.

genität erreicht wird. Ein Vergleich zwischen dem Fall mit optimierten Platten und dem Fall ohne Platten zeigt eine Verbesserung der Feldhomogenität in transversaler Richtung um das 70-fache.

5.5 Dosimetrie

Die Bestimmung der Feldverteilung in der mit Tieren bestückten Anlage sowie der in den Hamstern umgesetzten Spezifischen Absorptionsrate (SAR) kann nur durch numerische Rechnungen erfolgen.

5.5.1 Hamster-Modell-Entwicklung

Für die numerischen Berechnungen wird ein dielektrisches Hamstermodell verwendet, das aus zehn MRI-Schnitten (*Magnetic Resonance Imaging*) (Abb. 5.15a) entwickelt wurde. Die MRI-Aufnahmen wurden in einem Schichtabstand von 4 mm durchgeführt. Diese Bilder wurden mit einem *mesh* von 1 mm x 1 mm Auflösung diskretisiert. Jeder *mesh*-Zelle wurde ein Gewebe aus 21 Gewebetypen zugeordnet. Zur Erstellung des dielektrischen Computermodells wurde jedes Gewebe durch die elektrischen Eigenschaften Permittivität und Leitfähigkeit charakterisiert.

Abbildung 5.15b gibt einen Schnitt durch das endgültig erstellte Computermodell mit einer räumlichen Diskretisierung von 1 mm x 1 mm in horizontaler und 4 mm in vertikaler Richtung wieder.

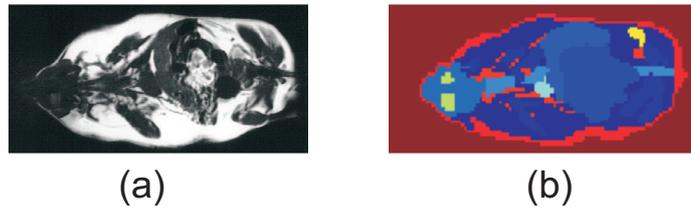


Abbildung 5.15: Ein MRI-Schnitt (a) zur Erstellung des dielektrischen Hamster-Modells (b).

Tabelle 5.3 zeigt die elektrischen Daten der im Hamstermodell berücksichtigten Gewebe und Materialien nach [97–99].

5.5.2 Feld- und SAR-Verteilung im Hamstermodell

Aus der Bewertung der Feld- und SAR-Berechnungen kann die einzuspeisende Leistung ermittelt werden, die notwendig ist, um den gewünschten SAR-Wert zu erreichen. Diese Berechnungen wurden für verschiedene Konfigurationen und Positionen der Tiere im Käfig durchgeführt.

Da sich im Bereich zwischen den beiden dielektrischen Platten eine 'Quasi-TEM'-Welle ausbreitet, deren Feldverteilung derjenigen einer Bandleitung entspricht, wird für Berechnungen mit dem Hamstermodell der Bereich des Käfigs in einer Bandleitung modelliert. Die Stehwelligkeit innerhalb der 'Quasi-TEM'-Leitung wird vernachlässigt, weil sie keine nennbaren Einflüsse auf die Ganzkörper-SAR im Tier hervorruft. Die Speisung der Welle in der Bandleitung erfolgt durch eine TEM-Welle.

Abbildung 5.16 zeigt die verschiedenen in den Berechnungen berücksichtigten Anordnungen für den Fall eines Hamsters pro Käfig.

Es wurden insgesamt neun Konfigurationen modelliert, um die Bewegung des Hamsters im Käfig zu simulieren.

Abbildung 5.17 zeigt beispielhaft als Ergebnis von FDTD-Berechnungen [34] die

KAPITEL 5. QUASI TEM-WELLENLEITER ALS
EXPOSITIONSEINRICHTUNG FÜR 'IN VIVO'- EXPERIMENTE

Nr.	Gewebe	ε_r	$\kappa[S/m]$	$\rho[kg/m^3]$
1	Fett	15	0,35	970
2	Muskel	57	1,27	1047
3	Darm	55	1,3	1042
4	Leber	48	0,93	1030
5	Gehirn	56	1,1	1036
6	Wirbelsäule	23	0,18	1000
7	Lunge	1,5	0,01	1060
8	Schilddrüse	15	0,35	1000
9	Magen	55	1,3	1000
10	Niere	52	1	1000
11	Hoden	15	0,35	1044
12	Bauchspeicheldrüse	55	1,3	1000
13	Auge	37	0,7	1000
14	Herz+Kranzgefäße	57	1,27	1030
15	Knochen	23	0,18	1600
16	Blase	78	0,2	1000
17	Desophagus	1	0	1,3
18	Bronchien	1	0	1,3
19	Adern	63	1,1	1000
20	Haut	10	0,2	1100
21	Luft	1	0	1,3

Tabelle 5.3: Elektrische Eigenschaften der im Hamstermodell berücksichtigten Gewebe bei der Frequenz 900 MHz

KAPITEL 5. QUASI TEM-WELLENLEITER ALS EXPOSITIONSEINRICHTUNG FÜR 'IN VIVO'- EXPERIMENTE

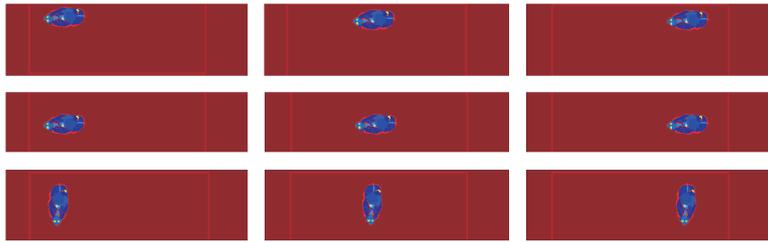


Abbildung 5.16: Konfigurationen zur Berechnung der Feld- und SAR- Verteilung im Hamstermodell.

Feld- und SAR-Verteilung für eine der in Abb. 5.16 dargestellten Anordnungen bei einer Eingangsleistung von 1 W .

Der Hamster verursacht offensichtlich nur eine lokale Störung des Expositionsfeldes. Die SAR ist maximal in der Mitte des Hamsters, wo auch eine hohe elektrische Feldstärke zu sehen ist.

Die erforderliche Eingangsleistung wurde aus dem über alle neun Konfigurationen gemittelten Ganzkörper-SAR-Wert bestimmt. Durch Berücksichtigung des Eingangs-Reflexionsfaktors folgt dann die notwendige Verstärker-Leistung.

Bei der maximal gewünschten Ganzkörper-SAR von 4 W/kg in einem Tier beträgt die Eingangsleistung in einer 'Quasi-TEM'-Leitung $3,7\text{ W}$. Somit muss der Verstärker, nach Berücksichtigung des Reflexionsfaktors, eine gesamte Leistung von $15,6\text{ W}$ zur Verfügung stellen, die gleichmäßig auf die vier Leitungen aufgeteilt wird. Für die anderen SAR-Werte ($0,4\text{ W/kg}$; $0,04\text{ W/kg}$ und $0,08\text{ W/kg}$) wird die Eingangsleistung dem SAR-Verhältnis entsprechend reduziert.

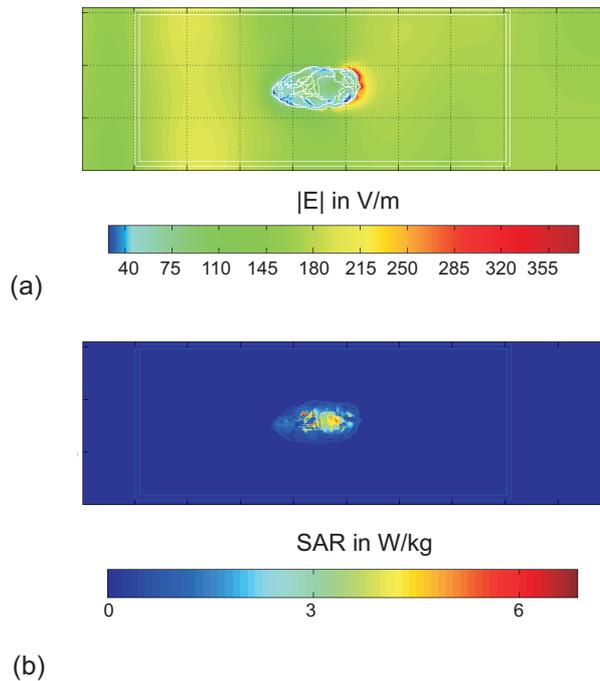


Abbildung 5.17: Für eine Tier-Anordnung berechnete (a) Feld- und (b) SAR- Verteilung ($P_{in} = 1 W$).

5.6 Variationsberechnungen

Die tatsächlichen elektrischen Eigenschaften der Gewebe-Materialien, also die Permittivität und die elektrische Leitfähigkeit, können von den aus der Literatur entnehmbaren Werten abweichen; daher ist zur Charakterisierung der Exposition eine Untersuchung der Auswirkung dieser Abweichungen auf die SAR sinnvoll. Ein weiterer Parameter, der die Exposition beeinflusst, ist die Größe und somit das Gewicht des Hamsters.

Im Folgenden wird die Ganzkörper-SAR sowohl bei variabler Permittivitätszahl (ϵ_r) und Leitfähigkeit (κ), als auch bei variabler Hamster-Größe ausgewertet.

Bei der Berechnung des Einflusses der Material-Parametervariation werden die verschiedenen Konfigurationen aus Abb. 5.16 berücksichtigt.

Abbildung 5.18 gibt die SAR-Variation und Standard-Abweichung in Abhängigkeit der Permittivitäts- und Leitfähigkeits-Änderung aller Hamster-Gewebe wieder.

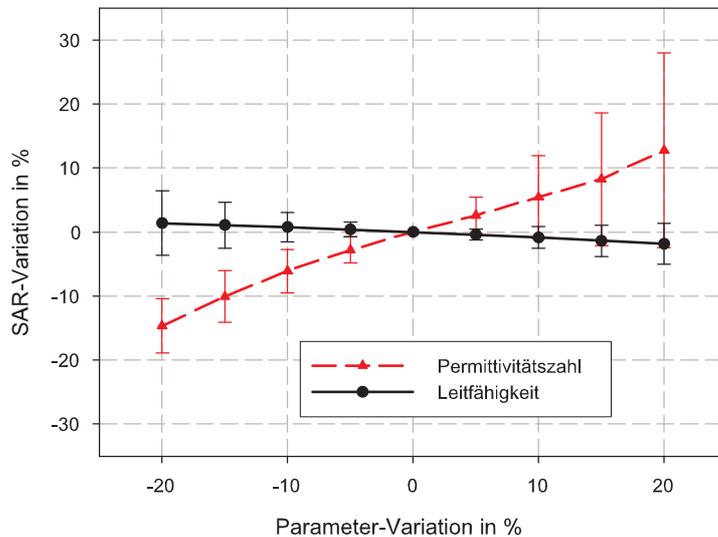


Abbildung 5.18: Ganzkörper-SAR-Variation und Standard-Abweichung bei
(a) Permittivitäts- und (b) Leitfähigkeits-Änderung ($m_{wb} = 85 \text{ g}$,
 $f = 900 \text{ MHz}$)

Es ist ersichtlich, dass eine gleichzeitige Permittivitäts-Variation aller Gewebe von $\pm 20 \%$ eine maximale durchschnittliche SAR-Änderung von bis zu 14% verursacht. Eine Änderung der Leitfähigkeit κ von $\pm 20 \%$ verursacht eine maximale durchschnittliche SAR-Abweichung von ca. 2% . Durch eine gleichzeitige Änderung der Permittivität und Leitfähigkeit aller Hamster-Gewebe von $\pm 5 \%$ resultiert eine Ganzkörper-SAR-Abweichung unterhalb von 5% .

Die Größen-Änderung erfolgt durch Änderung der Diskretisierungsschritte bei gleichzeitiger Anzahl der Gitter-Zellen im Bereich des Hamsters. Die Gittergröße wird zwischen $0,6 \text{ mm}$ und $1,4 \text{ mm}$ variiert. Dies entspricht einem Gewicht von 22 g bis zu 181 g und somit einer Hamster-Längen-Änderung von $5,04 \text{ cm}$ bis $10,9 \text{ cm}$. Bei dieser Berechnung wird die Hamster-Position festgehalten (vgl. Abb. 5.17).

Abbildung 5.19 zeigt die SAR-Variation in Abhängigkeit der Hamster-Größe. Das Hamster-Gewicht ist auch in der Abbildung dargestellt.

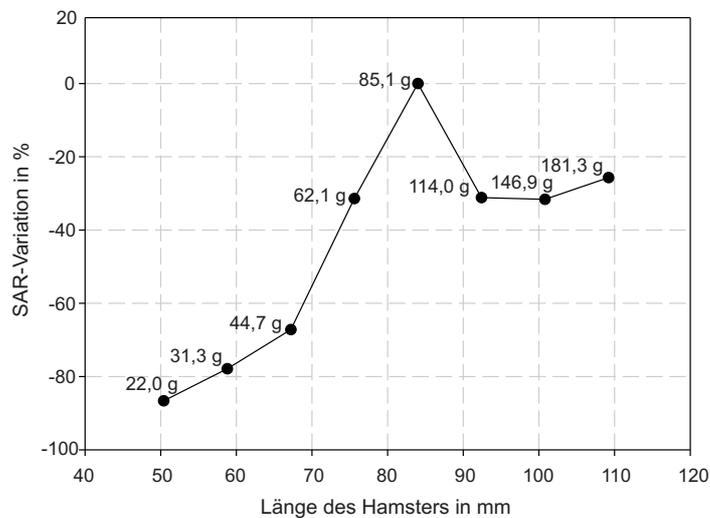


Abbildung 5.19: Ganzkörper-SAR-Variation bei Größen-Änderung (Gewichts-Änderung), $f = 900 \text{ MHz}$.

Die Größenvariation kann eine hohe SAR-Änderung verursachen. In diesem Fall verursacht eine Größenänderung von $\pm 20 \%$ (d.h. Gewichtsänderung von $-47 \%/ +72 \%$) eine maximale SAR-Abweichung von bis zu 68% . Wird aber die Größe um 5% variiert, so ist eine maximale SAR-Abweichung von 14% zu erwarten.

5.7 Zusammenfassung

In diesem Kapitel wurde die Entwicklung einer *in vivo*-Expositionseinrichtung beschrieben. Das Einsetzen speziell dimensionierter dielektrischer Platten in eine konventionelle Rechteckhohlleitung ermöglicht die Ausbreitung einer 'Quasi-TEM'-Welle, deren Feldverteilung die Expositionskonditionen verbessert. Die gesamte Expositionseinrichtung besteht aus vier derart modifizierten Rechteckhohlleitungen des Typs WR1150.

Neben der numerischen Berechnung der Feldverteilung kann die transversale Feldverteilung in der leeren Leitung (ohne Käfig und Hamster) analytisch bestimmt werden.

KAPITEL 5. QUASI TEM-WELLENLEITER ALS EXPOSITIONSEINRICHTUNG FÜR 'IN VIVO'- EXPERIMENTE

Der Vergleich zwischen Rechnung, Messung und analytischer Formel liefert eine gute Übereinstimmung.

Zur Bestimmung der einzuspeisenden Leistung für einen gewünschten SAR-Wert wurden dosimetrische Berechnungen unter Berücksichtigung verschiedener Tier-Konfigurationen im Käfig durchgeführt. Um die maximale Ganzkörper-SAR von 4 W/kg zu erzielen, muss der Verstärker eine Leistung von $15,6 \text{ W}$ zur Verfügung stellen.

Variationsberechnungen zur Unsicherheit der elektrischen Gewebeparameter des Tiermodells zeigten, dass eine Änderung der Materialeigenschaften (Permittivität und Leitfähigkeit) aller Gewebe von $\pm 20 \%$ eine SAR-Variation von -20% bis $+10 \%$ hervorruft. Bei einer Größen-Änderung um 20% kann dieser Wert bis zu 68% betragen. Eine Gewichts-Änderung von $\pm 20 \%$ verursacht eine SAR-Variation von -23% .

Die Experimente mit der hier vorgestellten Expositionsanlage liefen störungsfrei. Die biologischen Ergebnisse der durchgeführten Untersuchungen sind insgesamt in guter Übereinstimmung mit der Hypothese und lassen den Schluss zu, dass elektromagnetische Felder (hier: GSM900) bei hohen SAR-Werten die metabolische Umsatzrate beeinflussen können. [116]

KAPITEL 6

Zusammenfassung

Die vorliegende Arbeit befasst sich mit der Entwicklung, Konzipierung und Anwendung von Expositionsanlagen zur Untersuchung möglicher Einflüsse hochfrequenter elektromagnetischer Felder auf biologische Systeme, die zum Teil für Projekte des Deutschen Mobilfunk Forschungsprogramms, welches vom BMU und BfS initiiert wurde, im Einsatz waren.

Im Rahmen dieser Arbeit wurden Expositionseinrichtungen aufgebaut, die die drei verschiedenen Untersuchungsgebiete (*in vitro*-, Teilkörper-*in vivo*- und Ganzkörper-*in vivo*-Exposition) umfassen.

In diesem Zusammenhang wurden *in vitro*-Experimente mit Hilfe der *patch clamp*-Methode zur Untersuchung der inneren Haarzellen des Hörsystems in Anwesenheit von EM-Feldern durchgeführt. Zur Lösung der strengen Anforderungen an die Expositionseinrichtung wurden die Experimente in einer auf einem neuen Konzept der Finnleitung basierenden Expositionseinrichtung durchgeführt. Nachdem die Finnleitungsquerschnitte für die gewünschten Frequenzen (900 MHz, 1800 MHz und 1966 MHz) dimensioniert waren, konnte das Feld im Schlitz zwischen den beiden Finnen als Ex-

positionsfeld genutzt werden. Dadurch konnte die vorgegebene maximale SAR von 20 W/kg bei sehr geringen Eingangsleistungen erreicht werden (maximale Leistung bei 900 MHz beträgt 50 mW). Am Ort der Zellen wurde eine homogene Feldverteilung erreicht. Außerdem konnte gezeigt werden, dass die durch die notwendige Öffnung nach außen abgestrahlte Leistung gering ist. Die Durchführung der biologischen Experimente mit dieser Expositionseinrichtung war unproblematisch. Es zeigte sich dabei bei der maximalen Leistung eine Temperaturerhöhung von $0,3 \text{ }^\circ\text{C}$.

Desweiteren wurden zwei *in vivo*-Experimente durchgeführt. Im ersten Fall sollten sechs Ratten bei *UMTS*-Frequenzen selektiv im Gehirn exponiert werden, um die Funktionsweise der Blut-Hirn-Schranke in Anwesenheit von elektromagnetischen Feldern zu prüfen. Die entwickelte Doppelkonusleitung stellt eine gute Lösung dar, denn im Bereich zwischen den beiden Mänteln kann sich eine TEM-Welle ausbreiten. Segmente wurden so eingeführt, dass eine Feldkonzentration im Bereich des Gehirns erreicht wurde, wobei der Rattenkopf direkt unterhalb des Randes der Kegelmäntel positioniert war. Die maximale lokale SAR im Gehirn von 10 W/kg wurde bei einer Eingangsleistung von $1,7 \text{ W}$ erreicht. Dabei lag keine Temperaturerhöhung vor. Das Verhältnis von $SAR_{\text{brain}}/SAR_{\text{wb}}$ als Maß für die Feld-Konzentration betrug $20,7$.

Zur Durchführung des zweiten *in vivo*-Experiments wurde eine auf Rechteckhohlleitungen basierende Expositionsanlage entworfen, um Einflüsse hochfrequenter Felder des Mobilfunks (hier: *GSM900*) auf die metabolische Umsatzrate im Tiermodell (Hamster) bei einer maximalen gewünschten Ganzkörper-SAR von 4 W/kg zu untersuchen. Im Innenraum kann ein Käfig mit bis zu drei freibeweglichen Hamstern platziert werden. Bei diesem Experiment ist die Erzielung einer homogenen Feldverteilung im Bereich des Käfigs ausschlaggebend. Diese homogene Feldverteilung wurde durch Einsetzen von dielektrischen Platten in den Leitungsquerschnitt erreicht. Mit diesem Konzept konnte eine Verbesserung der Feldhomogenität in transversaler Richtung um das 70-fache erreicht werden im Vergleich mit einer Hohlleitung ohne Einsätze. Für die maximale Ganzkörper-SAR von 4 W/kg in einem Tier war eine Eingangsleistung von $3,7 \text{ W}$ notwendig.

Ein Vergleich zwischen gemessenen und gerechneten Feld- und SAR-Werten zeigte eine gute Übereinstimmung. Außerdem haben die hier dargestellten Expositionsanlagen viele Vorteile im Vergleich mit anderen Anlagekonzepten.

Neben der Konzipierung der Anlagen wurde untersucht, inwieweit der SAR-Wert durch Variation eines oder mehrerer Parameter beeinflusst werden kann.

Während der Experimente muss die HF-Exposition kontrolliert werden, indem z.B. das Feld und/oder die Temperatur aufgezeichnet werden. Deshalb wurde ein Hardware/Software-Datenerfassungssystem realisiert, um die gewünschten Daten zu registrieren und später auszuwerten.

Literaturverzeichnis

- [1] Bundesumweltministerium. <http://www.bmu.de>. (Letzter Zugriff: Mai. 2009).
- [2] Bundesamt für Strahlenschutz. <http://www.bfs.de/bfs>. (Letzter Zugriff: Mai. 2009).
- [3] Deutsches Mobilfunk Forschungsprogramm. <http://www.emf-forschungsprogramm.de>. (Letzter Zugriff: Mai. 2009).
- [4] Meyer, R., v. Westphalen, C., Wolke, S., Streckert, J., Kammerer, H., Hansen, V. *The influence of high-frequency electromagnetic fields on the membrane currents of isolated cardiac myocytes*. 18th BEMS Annual Meeting, Victoria, Kanada, 1996.
- [5] Streckert, J., Hansen, V. *Design of High-Frequency Exposure Setups for the Experiments in Bonn and Essen*, in: Brinkmann, K., Friedrich, G. (Editors) *Electromagnetic Compatibility of Biological Systems*, Vol. 5, VDE-Verlag, Berlin, 1997.
- [6] Hansen, V., Eibert, Th. F., Kammerer, H., Vaupel, Th., Spittler, J.F., Calabrese, P., Gehlen, W. *Untersuchung biologisch-zerebraler Effekte in niederfrequent gepulsten Hochfrequenzfeldern*. FREQUENZ, Vol. 51, 1997, pp. 276-279.
- [7] Streckert, J., Bitz, A., Hansen, V. *Non-thermal radio frequency exposure of humans, animals and other biological objects*. Intern. Symposium on Electromagnetic Compatibility, EMC, Rom, Italy, Sept. 1998, pp. 194-199.

LITERATURVERZEICHNIS

- [8] Hansen, V.W. , Bitz, A.K., Streckert, J.R. *A fully shielded setup for uniform exposure of 120 hamsters with radio frequency electromagnetic fields.* 20th BEMS Annual Meeting, St. Pete Beach, Florida, **1998**, pp. 11.
- [9] Hansen, V. W., Bitz, A. K., Streckert, J. R. *RF Exposure of Biological Systems in Radial Waveguides.* IEEE Trans. EMC, Vol. 41, No. 4, **1999**, pp. 487-493.
- [10] Brendel, H., Niehaus, M., Bitz, A., Streckert, J.R., Hansen, V., Lerchl, A. *Exposure of Djungarian hamsters to 383 MHz (Tetra25 Standard) and 900 MHz (GSM- Standard) electromagnetic fields.* 21st BEMS Annual Meeting, Long Beach, **1999**, pp. 211.
- [11] Bitz, A.K., Streckert, J., Hansen, V.W. *RF Exposure devices for bioelectromagnetic experiments of different design developed at the University of Wuppertal (Germany).* 2nd Int. EMF Seminar: Electromagnetic Fields and Biological Effects, Xi'an, China, Oct. **2000**, pp. 139-147.
- [12] Bitz, A., Streckert, J., Hansen, V. W., Stögbauer, F., Goeke, J. *Shielded rf-exposure system with an integrated If-measuring system for in vitro experiments with cell-layers.* 5th International Congress of the European BioElectromagnetics Association (EBEA), Helsinki, Finland, Sep. **2001**, pp. 67-68.
- [13] Hansen, V. *Exposure setups for in vivo experiments with non-restrained rodents at GSM and UMTS frequencies.* URSI General Assembly, Maastricht, Netherlands, **2002**.
- [14] Reinhardt, T., Bitz, A. K., Streckert, J., Hansen, V. W., Buschmann, T. *Two generation rf experiment with non-restrained rats of various body mass: dosimetric analysis using high resolution models.* 26th BEMS Annual Meeting, Washington, DC, June **2004**, pp. 30.
- [15] IEC (International Electrotechnical Commission) *Measurement and assessment of human exposure to high frequency (10 kHz to 300 GHz) electromagnetic fields.* IEC TC85 WG15 Draft, **1997**.
- [16] Pennes, H.H. *Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm.* J. Appl. Physiol., Vol. 1, No. 2, **1948**, pp. 93-122.

LITERATURVERZEICHNIS

- [17] Gordon, R.G., Roemer, R.B., Horvath, S.M. *A mathematical model of the human temperature regulatory system - Transient cold exposure response*. IEEE. Biomed. Eng., Vol. 23, Nov. **1976**, pp. 434-444.
- [18] Foster, K.R., Lozano-Nieto, A., Riu, P.J., Ely, T.S. *Heating of tissues by microwaves: a model analysis*. Bioelectromagnetics, Vol. 19, **1998**, pp. 420-428.
- [19] Swicord, M., Morissey, J., Zakharia, D., Ballen, M., Balzano, Q. *Dosimetry in mice exposed to 1.6 GHz microwaves in a carousel irradiator*. Bioelectromagnetics, Vol. 20, **1999**, pp. 42-47.
- [20] Taurisano, M.D., Vander Vorst, A. *Experimental thermographic analysis of thermal effects induced on a human head exposed to 900-MHz fields of mobile phones*. IEEE Trans. MTT, Vol. 48, No. 11, Nov. **2000**, pp. 2022-2032.
- [21] Kuster, N., Balzano, Q., Lin, J.C. *Mobile communications safety*. Chapman & Hall, London, England, **1997**, pp. 13- 58.
- [22] 26. Verordnung zur Durchführung des Bundes-Immissionsschutzgesetzes (Verordnung über elektromagnetische Felder - 26. BImSchV). BGBI. Jg. 1996 Teil I, Nr. 66, 20.11.**1996**.
- [23] Unfallverhütungsvorschrift *Elektromagnetische Felder*, Hauptverband der gewerblichen Berufsgenossenschaften, März **2001**.
- [24] BG-Regeln *Elektromagnetische Felder*, Hauptverband der gewerblichen Berufsgenossenschaften, April **2001**.
- [25] ICNIRP (International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection) *Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic, and electromagnetic fields (up to 300 GHz)*. Health Physics, Vol. 74, **1998**, pp. 494-522.
- [26] Rat der europäischen Gemeinschaft. *Empfehlung des Rates vom 12. Juli 1999 zur Begrenzung der Exposition der Bevölkerung gegenüber elektromagnetischen Feldern (0 Hz - 300 GHz)*. 1999/519/EG, http://eur-lex.europa.eu/pri/de/oj/dat/1999/l_199-1_19919990730de00590070.pdf. (Letzter Zugriff: Mai. **2009**).

LITERATURVERZEICHNIS

- [27] IEEE *Standard for safety levels with respect to human exposure to rf frequency electromagnetic fields, 3 GHz to 300 GHz*. Inst. of Electrical Electronics Engineers, New York, **1991**.
- [28] Hansen, V. *Guidelines for experiments to investigate the effect of radio-frequency electromagnetic fields on biological systems- radio-frequency aspects -*. Edition Wissenschaft der FGF e.V., Nr. 11/E, **1997**, pp. 3-27.
- [29] Kuster, N., Schönborn, F. *Recommended minimal requirements and development guidelines for exposure setups of bio-experiments addressing the health risk concern of wireless communications*. Bioelectromagnetics, Vol. 21, **2000**, pp. 508-514.
- [30] Streckert, J. *Anforderungen an technische Einrichtungen zur Untersuchung der Wirkung hochfrequenter elektromagnetischer Felder auf biologische Systeme*. Edition Wissenschaft der FGF e.V., Nr. 18 , **2003**, pp. 1-20.
- [31] Mehrotra, A. *GSM system engineering*. Artech House, Boston, USA, 1997.
- [32] Schüller, M., Streckert, J., Bitz, A., Menzel, K., Eicher, B. *Proposal for generic GSM test signal*. Proc. 22nd BEMS Annual Meeting, Munich, Germany, **2000**, pp. 122-123.
- [33] Hernando, J.M, Pérez-Contan, F. *Introduction to mobile communications engineering*. Artech House, Boston, USA, **1999**.
- [34] Bitz, A. *Numerische Feldberechnung im biologischen Gewebe: Exposition von Personen, Tieren und isolierten biologischen Systemen in elektromagnetischen Feldern*. Dissertation, Bergische Universität Wuppertal, Germany, **2004**.
- [35] Ndoumbè Mbonjo Mbonjo, H., Streckert, J., Bitz, A., Hansen, V., Glasmachers, A., Gencol, S., Rozic, D. *A generic UMTS test signal for rf bio-electromagnetic studies*. Bioelectromagnetics, Vol. 21, No. 6, **2004**, pp. 415-425.
- [36] Glasmachers, A., Streckert, J., Gencol, S., Rozic, D., Ndoumbè Mbonjo Mbonjo, H., Bitz, A., Hansen, V. *UMTS signal source for rf bioelectromagnetic studies*. 24th BEMS Annual Meeting, Québec, Canada, June **2002**, pp. 63-64.

LITERATURVERZEICHNIS

- [37] CST GmbH: CST STUDIO SUITE TM (CST Microwave STUDIO) Versionen 2005-2009, Darmstadt, Germany **2005-2009**.
- [38] Taflove, A., Hagness, S.C. *Computational electrodynamics: The finite-difference time-domain method*. 2nd Edition, Artech House, London, **2000**.
- [39] Kunz, K.S., Luebbers, R.J. *The finite difference time domain method for electromagnetics*. CRC Press, Boca Raton, **1993**.
- [40] Yee, K.S. *Numerical solution of initial boundary value problems involving Maxwell's equations in isotropic media*. IEEE Trans. Ant. Propag., Vol. AP-14, No. 3, **1966**, pp. 302-307.
- [41] Weiland T. *Eine Methode zur Lösung der Maxwellschen Gleichungen für sechskomponentige Felder auf diskreter Basis*. AEÜ, Band 31, Heft 3, **1977**, pp. 116-120.
- [42] Schmid & Partner Engineering AG (SPEAG), ER3DV6, **1997**
- [43] Kanda, M. *Standard probes for electromagnetic field measurements*. IEEE Trans. Ant. Propag., Vol. 41, No. 10, **1993**. pp. 1349-1364.
- [44] T. Schmid, T., Egger, O., Kuster, N. *Automated E-field scanning system for dosimetric assessments*. IEEE Trans. Microw. Theory Tech., Vol. 44, No. 1, Jan. **1996**, pp. 105–113.
- [45] Bassen, H.I., Smith, G.S. *Electrical field probes – A Review*. IEEE Trans. Ant. Propag., Vol. 31, No. 5, Sep. **1983**, pp. 710–718.
- [46] Laval, L., Leveque, Ph., Jecko, B. *A new in vitro exposure device for the mobile frequency of 900 MHz*, Bioelectromagnetics, Vol. 21, **2000**, pp. 255-263.
- [47] Gajda, G.B., McNamee, J.P., Thansandote, A., Boonpanyarak S., Lemay, E., Bellier, P.V. *Cylindrical waveguide applicator for in vitro exposure of cell culture samples to 1.9-GHz radiofrequency fields*. Bioelectromagnetics, Vol. 23, **2002**, pp. 592-598.
- [48] FISO Technologies, <http://www.fiso.com>. (Letzter Zugriff: Mai. **2009**).

LITERATURVERZEICHNIS

- [49] Hamill, O.P., Marty, A., Neher, E., Sakmann, B., Sigworth, F.J. *Improved patch-clamp techniques for high-resolution current recording from cells and cell-free membrane patches.* Pflügers Arch. Eur. J. Physiol., Vol. 391, **1981**, pp. 85-100.
- [50] CST GmbH: The MAFIA Collaboration. User's guide Mafia Version 3.20, Darmstadt, Germany, **1994**.
- [51] El Ouardi, A., Reinhardt, T., Streckert, J., Bitz, A., Hansen, V., Engel, J., Münkner, S. *Device for exposure of inner ear hair cells to RF signals.* German Microwave Conference (GeMiC 2005), Ulm, Germany, April, **2005**, pp. 217-220.
- [52] El Ouardi, A., Reinhardt, T., Streckert, J., Bitz, A., Hansen, V., Engel, J., Münkner, S. *Concept of a device for RF exposure of inner ear hair cells in vitro.* 27th BEMS Annual Meeting, Dublin, Ireland, June **2005**, pp. 261.
- [53] El Ouardi, A., Reinhardt, T., Streckert, J., Bitz, A., Engel, J., Münkner, S., Hansen, V. *RF exposure of cells in vitro using finlines for three different frequency bands.* 8th International Congress of the European Bioelectromagnetics Association (EBEA), Bordeaux, France, April **2007**, pp. 2-3.
- [54] Meier, P.J. *Two new integrated-circuit media with special advantages at millimeter wavelengths.* IEEE MTT-S Int. Microwave Symp. Digest, **1972**, pp. 221-223.
- [55] Meier, P.J. *Equivalent relative permittivity and unloaded Q-factor of integrated fin-line.* Electron. Lett., Vol. 9, **1973**, pp. 162-163.
- [56] Baht, B., Koul, S.K. *Analysis, design and applications of fin lines.* Artech House, Norwood (MA), USA, **1987**.
- [57] Gupta, K.C., Garg, R., Bahl, I., Bhartia, P. *Microstrip lines and slotlines.* 2nd ed. Artech House, Boston, USA, **1996**.
- [58] Hippel, A.V. *Dielectric materials and applications.* Artech House, Boston, USA, London, England, **1995**.

LITERATURVERZEICHNIS

- [59] Houdart, M., Aury, C. *Various excitations of coplanar waveguide*. IEEE MTT-S Int. Microwave Symp. Dig., Vol. 79, Apr. **1979**, pp. 116-118.
- [60] Simons, R.N., *Coplanar waveguide circuits, components, and systems*. Wiley, New York, USA, **2001**.
- [61] Liberti, M., Apollonio, F., Paffi, A., Pellegrino, M., D’Inzeo, G. *A coplanar waveguide system for cells exposure during electrophysiological recordings*. IEEE Trans. Microw. Theory Tech., Vol. 54, No. 12, Dec. **2004**, pp. 2521-2528.
- [62] Lange, K., Löcherer, K.H. *Taschenbuch der Hochfrequenztechnik / Meinke; Gundlach* Bd. 2 Komponenten, 5. überarb. Aufl., Springer-Verlag, Berlin/Heidelberg, **1992**.
- [63] <http://www.sinnesphysiologie.de>. (Letzter Zugriff: Mai. **2009**).
- [64] Iyama, T., Ebara, H., Tarusawa, Y., Uebayashi, S., Sekijima, M., Nojima, T., Miyakoshi, J. *Large scale in vitro experiment system for 2 GHz exposure*. Bioelectromagnetics, Vol. 25, **2004**, pp. 599-606.
- [65] Platano, D., Mesirca, P., Paffi, A., Pellegrino, M., Liberti, M., Apollonio, F., Bersani, F., Aicardi, G. *Acute exposure to low-level CW and GSM-modulated 900 MHz radiofrequency does not affect Ba(2+) currents through Voltage-gated calcium channels in rat cortical neurons*. Bioelectromagnetics, Vol. 28, **2007**, pp. 599-607.
- [66] Münkner, S., Vonthein, R., Engel, J. *Einfluss hochfrequenter elektromagnetischer Felder der Mobilfunkkommunikation auf Sinnesorgane. A. Das Hörsystem*. Abschlussbericht BfS-Projekt, **2007**, http://www.emf-forschungsprogramm.de/forschung/biologie/biologie-_abges/bio_075_AB.pdf. (Letzter Zugriff: Mai. **2009**).
- [67] Paffi, A., Pellegrino, M., Beccherelli, R., Apollonio, F., Liberti, M., Platano, D., D’Inzeo, G. *A real-time exposure system for electrophysiological recording in brain slices*. IEEE Trans. Microw. Theory Tech., Vol. 55, No. 11, Nov. **2007**, pp. 2463-2471.
- [68] Linz, K.W., von Westphalen, C., Streckert, J., Hansen, V., Meyer, R. *Membrane potential and currents of isolated heart muscle cells exposed to pulsed radio frequency fields*. Bioelectromagnetics, Vol. 20, **1999**, pp. 497-511.

LITERATURVERZEICHNIS

- [69] Wolke, S., Neibig, U., Elsner, R., Gollnick, F., Meyer, R. *Calcium homeostasis of isolated heart muscle cells exposed to pulsed high-frequency electromagnetic fields*. Bioelectromagnetics, Vol. 17, **1996**, pp. 144-153.
- [70] Tattersall, J.E.H., Scott, L.R., Wood, S.J., Nettel, J.J., Bevir, M.K., Wang, Z., Somasiri, N.P., Chen, X. *Effects of low intensity radiofrequency electromagnetic fields on electrical activity in rat hippocampal slices*. Brain Research, Vol. 904, **2001**, pp. 43-53.
- [71] Ladage, K. *Molekularbiologische Untersuchungen zum Einfluss von Entzündungsmediatoren und elektromagnetischen Feldern auf tight junction Komponenten der Blut-Hirn-Schranke*. Dissertation, Ruhr-Universität Bochum, Germany, **2006**.
- [72] Sutton, C.H., Carrol, F.B. *Effects of microwave-induced hyperthermia on the blood brain barrier of the rat*. Radio Science, Vol. 14, **1979**, pp. 329-334.
- [73] Salford, L.G., Burn, A.E., Eberhardt, J.L., Malmgren, L., Persson, B.R. *Nerve cell damage in mammalian brain after exposure to microwaves from GSM mobile phones*. Envir. Health Perspect, Vol. 111, **2003**, pp. 881-883.
- [74] Gruenau, S.P., Oscar, K.J., Folker, M.T., Rapoport, S.I. *Absence of microwave effects on blood-brain barrier permeability to [14C]sucrose in the conscious rat*. Exp. Neurol., Vol. 75, **1982**, pp. 299-307.
- [75] Finnie, J.W., Blumbergs, P.C., Manavies, J., Utteridge, T.D., Gebiski, V., Davies, R.A., Vernon-Roberts, B., Kuchel, T.R. *Effects of long-term mobile communication microwave exposure on vascular permeability in mouse brain*. Pathology, Vol. 24, **2002**, pp. 344-347.
- [76] Burkhardt, M., Spinelli, Y., Kuster, N. *Exposure setup to test effects of wireless communications systems on the CNS*. Health Physics, Vol. 73, **1997**, pp. 770-778.
- [77] Chou, C.K., Chan, K.W., McDougall, J.A., Guy, A.W. *Development of a rat head exposure system for simulating human exposure to RF fields from handheld wireless telephones*. Bioelectromagnetics, Vol. 20, **1999**, pp. 75-92.
- [78] Leveque, P., Dale, C., Veyret, B., Wiart, J. *Dosimetric analysis of 900-MHz rat head exposure system*. IEEE Trans. Microw. Theory Tech., Vol. 52, No. 8, **2004**, pp. 2076-2083.

LITERATURVERZEICHNIS

- [79] Hansen, V.W., Bitz, A., Streckert, J.R. *RF exposure of biological systems in radial waveguides*. IEEE Trans. EMC, Vol. 41, No. 4, **1999**, pp. 487-493.
- [80] Bitz, A., Bloch, S., Hansen, V., Krause-Finkeldey, D., Ladage, K., Reinhardt, T., Streckert, J. *New concept for local brain 2-GHz exposure of rodents in vivo*. 27th BEMS Annual Meeting, Dublin, Ireland, June **2005**.
- [81] El Ouardi, A., Bitz, A., Streckert, J., Reinhardt, T., Krause-Finkeldey, D., Ladage, K., Hansen, V. *Set-up for local brain exposure of rodents in vivo to UMTS-like modulated test signals*. Int. Conference on Electromagnetic Fields, Health and Environment (EHE '06), Madeira Island, Portugal, April **2006**, 2.29-2.34.
- [82] Kark, K. *Antennen und Strahlungsfelder*, Vieweg Verlag, Wiesbaden, Germany, **2004**.
- [83] Wake K., Hongo H., Watanabe S., Taki M., Kamimura Y., Yamanaka Y., Uno T., Kojima M., Hata I., Kazuyuki S. *Development of a 2.45-GHz local exposure system for in vivo study on ocular effects*, IEEE Trans. Microw. Theory Tech., Vol. 55, No. 3, **2007**, pp. 588-596.
- [84] Chou, C.K., Guy, A.W., McDougall, J.A., Lai, H. *Specific absorption rate in rats exposed to 2,450-MHz microwaves under seven exposure conditions*. Bioelectromagnetics, Vol. 6, **1985**, pp. 73-88.
- [85] Hansen, V., Severin, H. *Das Strahlungsverhalten symmetrischer Hornantennen mit vollkommen leitenden Wänden*. AEÜ, Vol. 30, **1976**, pp. 465-470.
- [86] Hansen, V. *Die Abstrahlung von Kugelsektorhörnern mit Wänden verschiedener Impedanz*. AEÜ, Vol. 32, **1978**, pp. 152-156.
- [87] Hansen, V., Streckert, J. *Waves in GTEM cells - A combined analytical - numerical approach*. Int. Symposium and Exhibition on EMC, Wroclaw, Poland, **2004**.
- [88] Rehwald, W. *Elementare Einführung in die Bessel-, Neumann- und Hankel-Funktionen*. S. Hirzel Verlag, Stuttgart, Germany, **1959**.

LITERATURVERZEICHNIS

- [89] Pouhé, D., Mönich, G. *Geschlossene Lösungen für den TEM-Mode in GTEM-Zellen*. Elektromagnetische Verträglichkeit EMV, Düsseldorf, Germany, **2000**, pp. 277-286.
- [90] Pouhé, D., Mönich, G. *New closed-form solution for the TEM-Mode in GTEM Cell*. Int. European Symp. on EMC, Vol. 2, **2001**, pp. 9-15.
- [91] Simonyi, K. *Theoretische Elektrotechnik*. VEB Deutscher Verlag der Wissenschaften, Berlin, Germany, **1979**.
- [92] Lösch, F. *Tafeln höherer Funktionen*. B.G. Teubner Verlagsgesellschaft, Stuttgart, Germany, **1966**.
- [93] El Ouardi, A., Bitz, A., Streckert, J., Reinhardt, T., Hansen, V., Krause-Finkeldey, D., Ladage, K. *Numerical computation of field and temperature distribution for a device aiming at local brain exposure of rodents in vivo at 2 GHz*. German Microwave Conference (GeMiC 2006), Karlsruhe, Germany, March **2006**.
- [94] Hansen, V., Bitz, A., Streckert, J., El Ouardi, A., Reinhardt, T., Krause-Finkeldey, D., Ladage, K. *Dosimetry for local brain exposure of rodents at 2 GHz*. 29th BEMS Annual Meeting, Kanazawa, Japan, June **2007**, pp. 321-323.
- [95] Wang, J., Saito, T., Fujiwara, O. *Uncertainty evaluation of dosimetry due to plastic holder for restraining small animal in in vivo near field exposure setup*. IEEE Trans. EMC, Vol. 46, No. 2, **2004**, pp. 263-267.
- [96] IT'IS Zürich, Schweiz, <http://www.itis.ethz.ch>. (Letzter Zugriff: Mai. **2009**).
- [97] Gabriel, C. *Brooks Air Force Technical Report AL/OE-TR-1996-0037*. <http://www.fcc.gov/fcc-bin/dielec.sh>. (Letzter Zugriff: Mai. **2009**).
- [98] Stuchly, M.A., Stuchly, S.S. *Dielectric properties of biological substances - tabulated I*. Microwave Power, Vol. 15, **1980**, pp. 19-26.
- [99] Mason, P.A., Hurt, W.D., Walters, T.J., Dapos, Andrea, J.A., Gajsek, P., Ryan, K.L., Nelson, D.A., Smith, K.I., Ziriak, J.M. *Effects of frequency, permittivity, and voxel size on*

LITERATURVERZEICHNIS

- predicted specific absorption rate values in biological tissue during electromagnetic-field exposure.* IEEE Trans. Microw. Theory Tech., Vol. 48, **2000**, pp. 2050-2058.
- [100] Schönborn, F., Pokovic, K., Kuster, N. *Dosimetric analysis of the carousel setup for the exposure of rats at 1.62 GHz.* Bioelectromagnetics, Vol. 25, **2004**, pp. 16-26.
- [101] Wang, J., Fujiwara, O., Wake, K., Watanabe, S. *Dosimetry evaluation for pregnant and fetus rats in a near-field exposure system of 1.95-GHz cellular phones.* IEEE Microwave and Wireless Components Letters, Vol. 18, No. 4, **2008**, pp. 260-262.
- [102] Wake K., Hongo H., Mukoyama, A., Watanabe S., Yamanaka Y., Uno T., Taki M. *An exposure system for long-term and large-scale animal bioassay of 1.5-GHz digital cellular phones,* IEEE Trans. Microw. Theory Tech., Vol. 55, No. 2, **2007**, pp. 343-350.
- [103] D'Andrea, J.A., Emmerson, R.Y., Bailey, C.M., Olsen, R.G., Gandhi, O.P. *Microwave radiation absorption in the rat: frequency-dependent SAR distribution in body and tail.* Bioelectromagnetics, Vol. 6, **1985**, pp. 199-206.
- [104] Lerchl A., Kruger H., Niehaus M., Streckert J., Bitz A., Hansen H. *Effects of mobile phone electromagnetic fields at nonthermal SAR values on melatonin and body weight of Djungarian hamsters (Phodopus sungorus).* J Pineal Res, Vol. 44, **2008**, pp. 267-272.
- [105] Lerchl, A. *Beeinflussung der spontanen Leukämierate bei AKR-Mäusen durch niederfrequente Magnetfelder (Teilprojekt 1) und Wirkung chronischer Exposition mit einem athermisch wirkenden GSM-Mobilfunksignal auf die Entwicklung spontaner lymphatischer Leukämie bei frei beweglichen weiblichen Mäusen des AKR/J-Stamms (Teilprojekt 2).* Abschlussbericht zum Forschungsvorhaben im Rahmen des Deutschen Mobilfunk Forschungsprogramms, September **2004**, http://www.emf-forschungsprogramm.de/forschung-/biologie/biologie_abges/bio_040.html. (Letzter Zugriff: Mai. **2009**).
- [106] Reinhardt, T. *Untersuchungen der im hochfrequenten elektromagnetischen Feld einer Radialwellenleitung erzeugten SAR-Verteilung in Versuchstieren unterschiedlicher Größe.* Diplomarbeit, Bergische Universität Wuppertal, Germany, **2002**.

LITERATURVERZEICHNIS

- [107] Reinhardt, T., Bitz, A., El Ouardi, A., Streckert, J., Sommer, A., Lerchl, A. and Hansen, V. *Exposure set-ups for in vivo experiments using radial waveguides*. Radiation Prot. Dosim., Vol. 124, No. 1, **2007**, pp. 21-26.
- [108] Hansen, V. *Das elektromagnetische Feld in trichterförmigen Wellenleitungen verschiedener Form und Wandimpedanz und das Strahlungsverhalten entsprechender Hornstrahler*. Dissertation, Ruhr-Universität Bochum, Germany, **1975**.
- [109] El Ouardi, A., Streckert, J., Lerchl, A., Schwarzpaul, K., Hansen, V. *Einfluss hochfrequenter Felder des Mobilfunks auf die metabolische Umsatzrate von Hamstern*. Kleinheubacher Tagung, Miltenberg, Germany, September **2007**, KH2007-K-058.
- [110] El Ouardi, A., Streckert, J., Lerchl, A., Schwarzpaul, K., Hansen, V. *Exposure of hamsters to GSM900 signals carried by a quasi-TEM wave propagating in a rectangular waveguide*. GeMic **2008**, Hamburg, Germany, pp. 331-335.
- [111] El Ouardi, A., Streckert, J., Lerchl, A., Schwarzpaul, K., Hansen, V. *Uniform exposure of non-restrained rodents to GSM900 signals for investigating possible effects on the metabolic rate*. 30th BEMS 2008, San Diego, USA, **2008**.
- [112] El Ouardi, A., Streckert, J., Lerchl, A., Schwarzpaul, K., Hansen, V. *Influence of GSM900 electromagnetic fields on the metabolic rate in rodents*. Adv. Radio Sci., Vol. 6, **2008**, pp. 319-323.
- [113] El Ouardi, A., Streckert, J., Lerchl, A., Schwarzpaul, K., Hansen, V. *Exposure of hamsters to GSM900 signals carried by a quasi-TEM wave propagating in a rectangular waveguide*. FREQUENZ, Vol. 62, Sept./Okt. **2008**, pp. 252-256.
- [114] Unger, H.G. *Elektromagnetische Wellen I*. Bd. 7, Friedr. Vieweg & Sohn Verlag, Braunschweig, Germany, **1967**.
- [115] Streckert, J. *Anwendung feldtheoretischer Verfahren auf Untersuchungen zur Wirkung hochfrequenter elektromagnetischer Felder auf Mensch und Umwelt*. Dissertation, Bergische Universität Wuppertal, Germany, **1999**.

LITERATURVERZEICHNIS

- [116] Lerchl, A. *Einfluss hochfrequenter Felder des Mobilfunks auf die metabolische Umsatzrate im Tiermodell (Labornager)*. Abschlussbericht zum Forschungsvorhaben im Rahmen des Deutschen Mobilfunk Forschungsprogramms, April **2008**, http://www.emf-forschungsprogramm.de/forschung/biologie/biologie_abges/bio_041_AB.pdf. (Letzter Zugriff: Mai. **2009**).

DANKSAGUNG / WIDMUNG

Die vorliegende Arbeit entstand im Rahmen meiner Tätigkeit als wissenschaftlicher Mitarbeiter am Lehrstuhl für Theoretische Elektrotechnik im Fachbereich Elektrotechnik, Informationstechnik, Medientechnik der Bergischen Universität Wuppertal.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr.-Ing. Volkert Hansen, der mir die Durchführung dieser Arbeit ermöglichte. Seine entscheidende Fragen und Bereitschaft zu Diskussionen gaben immer wieder neuen Anstoß im Laufe des Promotionsprozesses und haben sehr zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen.

Herrn Prof. Dr. rer. nat. Ullrich Pfeiffer danke ich ebenfalls sehr für die Übernahme des Korreferates.

Herrn Dr. Streckert danke ich sehr für seine hervorragende fachliche Betreuung. Er hat stets Zeit für die zahlreichen Fachdiskussionen genommen und mir viel Freiraum bei der Arbeitsgestaltung gegeben.

Außerdem bedanke ich mich bei allen Kollegen und Studenten, die in vielfältiger Form zum Fortgang der Arbeit beigetragen haben.

Diese Arbeit widme ich in Liebe meinen Eltern, die den Grundstein für meine Ausbildung gelegt haben, meiner Frau, die mich stets aufopferungsvoll unterstützt hat und unserem Sohn Naoufal.