

Einfluss von Material- und Modellparametern auf die spezifische Absorptionsrate (SAR) und die Temperaturverteilung in Nagern

beim Fachbereich Elektrotechnik, Informationstechnik und Medientechnik
der Bergischen Universität Wuppertal
angenommene

Dissertation

zur Erlangung des akademischen Grades
eines Doktor - Ingenieurs

von Tina Reinhardt
aus Wuppertal

September 2008

Diese Dissertation kann wie folgt zitiert werden:

urn:nbn:de:hbz:468-20090016

[<http://nbn-resolving.de/urn/resolver.pl?urn=urn%3Anbn%3Ade%3Ahbz%3A468-20090016>]

Tag der mündlichen Prüfung: 12.12.2008
Hauptreferent: Prof. Dr. - Ing. Volkert Hansen
Korreferent: Prof. Dr. - Ing. Heinz Chaloupka

Danksagungen

Die vorliegende Arbeit entstand im Rahmen meiner Tätigkeit am Lehrstuhl für Theoretische Elektrotechnik der Bergischen Universität Wuppertal. Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. - Ing. Volkert Hansen, der mir die Durchführung der Arbeit ermöglichte. Sein vielseitiges Engagement hat sehr zum Gelingen der Arbeit beigetragen. Herrn Prof. Dr. - Ing. Heinz Chaloupka danke ich sehr für die Übernahme des Koreferates. Zudem danke ich Herrn Dr. - Ing. Joachim Streckert sehr für die engagierte und fachliche Unterstützung. Außerdem bedanke ich mich bei allen Kollegen und Studenten, die zum Gelingen und zum Fortgang dieser Arbeit beigetragen haben.

Besonderer Dank gebührt meinem Verlobten Herrn Frank Meyer und meinen Eltern, die mein Leben in dieser Zeit begleitet und geprägt haben.

Inhaltsverzeichnis

Abbildungsverzeichnis	vi
Tabellenverzeichnis	xi
Häufig verwendete Abkürzungen und Symbole	xii
1 Einleitung	1
1.1 Stand der Forschung	3
2 Methoden	5
2.1 Vorgehensweise zur messtechnischen Ermittlung der elektrischen Feldstärke in der Expositionsanlage	5
2.1.1 Beschreibung des verwendeten Messwert - Erfassungssystems	5
2.1.2 Ermittlung der elektrischen Feldstärkewerte	6
2.2 Verwendete Berechnungsverfahren zur Ermittlung der elektrischen Feldstärke, der spezifischen Absorptionsrate und der Temperaturverteilung	8
2.2.1 Grundlagen des verwendeten Finite Differenzen - Verfahrens im Zeit- bereich (FDTD)	8
2.2.2 Modifikation des FDTD - Verfahrens durch Einführung von Untergittern	13
2.2.3 Charakterisierung und Ermittlung der spezifischen Absorptionsrate (SAR)	18
2.2.3.1 Ermittlung der Teilkörper - SAR ähnlich dem Wortlaut des IEEE - Standards	20
2.2.3.2 Ermittlung der Teilkörper - SAR nach der aktuellen ICNIRP - Richtlinie	22
2.2.4 Vorgehensweise zur Berechnung der Temperaturverteilung	24
2.2.4.1 Grundlegende Mechanismen der Wärmeübertragung	24
2.2.4.2 Mechanismen der Wärmeübertragung in Nagetieren	25
2.2.4.3 Ermittlung der Temperaturverteilung in Nagetieren unter Ver- wendung der „bio heat transfer equation”	27

2.3	Ermittlung der kumulierten Unsicherheit für die Ganzkörper - SAR in Nagetieren	31
2.3.1	Umrechnungsfaktor b	32
2.3.2	Gemessene Leistung	34
2.3.3	Unterschiedliche Körperhaltungen und relative Positionen der Tiere zueinander	35
2.3.4	Unterschiedliche Umgebungsmodelle der Tiere	36
2.3.5	Veränderungen des Körpermodells	36
2.3.6	Variabilität der elektrischen Materialparameter	37
2.3.7	Zusammenfassung der Unsicherheiten	37
2.4	Vorgehensweise zur Erstellung der Tiermodelle	38
2.4.1	Charakterisierung der zur Verfügung stehenden anatomisch korrekten Basismodelle	38
2.4.2	Modifikation der anatomisch korrekten Basismodelle	39
2.4.3	Eigenschaften der verwendeten elektrischen Materialparameter	40
2.4.4	Eigenschaften der verwendeten thermischen Materialparameter	40
3	Untersuchung der SAR für Tiermodelle im Feld einer linear polarisierten homogenen ebenen Welle (HEW) bei einer Frequenz von 1966 MHz	42
3.1	Einleitung	42
3.2	Einfluss der Modellgröße auf die SAR	42
3.3	Variabilität der elektrischen Materialparameter	48
3.4	SAR und Temperaturberechnungen für ein hochaufgelöstes, anatomisch korrektes Rattenmodell	51
3.5	Vergleich der Richtlinien ICNIRP & IEEE bezüglich der lokalen Teilkörper - SAR in einem hochaufgelösten, anatomisch korrekten Rattenmodell	54
3.5.1	Teilkörper - SAR - Berechnung	54
3.5.2	Lokale Temperaturberechnung	56
4	Auslegung einer Expositionsanlage für „in vivo“ Studien mit frei laufenden Nagetieren	58
4.1	Einleitung	58
4.2	Biologische und technische Anforderungen an die Expositionsanlage	59
4.3	Theoretische Grundlagen für die Feldberechnung in der radialen Wellenleitung	60
4.4	Vermeidung höherer Moden in der leeren radialen Wellenleitung	64
4.5	Aufbau der Expositionsanlage	68
4.6	Messtechnische Verifikation der numerischen Feldberechnungen	70
4.7	Vergleich der SAR für ein anatomisch korrektes Mausmodell im Expositionsfeld und im Feld einer HEW	71
5	Dosimetrie für eine konkrete „in vivo“ - Studie mit frei laufenden Mäusen	73
5.1	Einleitung	73
5.2	Messtechnisch ermittelte Feldverteilung in der implementierten radialen Wellenleitung	74
5.3	Dosimetrie für unterschiedliche Mäusekonfigurationen im Käfig	76
5.3.1	Einstellung der Expositionsparameter	76
5.3.2	Ergebnisse der numerischen Feld-, SAR - und Temperaturberechnung für eine Tiergruppe bestehend aus 8 Mäusen	77

5.3.3	Statistische Auswertung der Ganzkörper - SAR	86
5.3.4	Statistische Auswertung der Teilkörper - SAR	93
5.3.5	Ergebnisse für die maximale lokale Temperaturerhöhung	98
5.3.6	Vergleich der Teilkörper - SAR und der lokalen Temperaturerhöhung	103
5.3.7	Variation der elektrischen Materialparameter	108
5.3.8	Einfluss der direkten Expositionsumgebung und der Tierbeschaffenheit auf die SAR	110
5.4	Kumulierte Unsicherheit der Ganzkörper - SAR	114
6	Zusammenfassung	118
	Literaturverzeichnis	121

Abbildungsverzeichnis

2.1	Aufbau des verwendeten Messwert - Erfassungssystems	5
2.2	Messanordnung zur Ermittlung des Umrechnungsfaktors b	7
2.3	Regressionskurve	8
2.4	Schematische Anordnung der elektrischen und magnetischen Feldkomponenten auf dem Yee - Gitter	9
2.5	Verkettungsschema der elektrischen und magnetischen Feldkomponenten . .	10
2.6	Unterteilung des Lösungsvolumens in V_1 und V_2 durch Anwendung des Huygens'schen Prinzips	12
2.7	2D - Schema: Zuordnung der Feldkomponenten für das Streufeld und das Gesamtfeld	13
2.8	Schematische 3D - Darstellung des räumlich verschobenen Untergitters, eingebettet in das Hauptgitter	14
2.9	2D - Darstellung eines Untergitters, bestehend aus 5×5 Voxeln; Interpolation der elektrischen Feldstärke	15
2.10	Zeitliche Anordnung der Feldkomponenten für den FDTD - Algorithmus mit Untergitter	16
2.11	2D - Darstellung eines Untergitters, bestehend aus 5×5 Voxeln; Extrapolation der magnetischen Feldstärke	17
2.12	Anordnung für numerische Vergleichsrechnungen; eine linear polarisierte HEW fällt auf einen verlustbehafteten Würfel im freien Raum ein.	18
2.13	$ \vec{E} $ bei $f = 1966 \text{ MHz}$ aufgetragen über die Ausbreitungsrichtung der HEW	18
2.14	Vereinfachtes Flussdiagramm des Algorithmus zur Berechnung der Teilkörper - SAR, ähnlich der im Entwurf vorliegenden Richtlinie IEEE P1528.1 / D1.0	21
2.15	Vereinfachtes Flussdiagramm des Algorithmus zur Berechnung der Teilkörper - SAR nach ICNIRP	23
2.16	Eindimensionale Geometrie zur Berechnung der Temperaturverteilung in einem diskreten Gitter	28
2.17	Eindimensionale Geometrie zur Berechnung der Temperaturverteilung an einer Grenzfläche	30

2.18	Anatomisch korrektes Teilmodell einer 7 Tage alten Ratte mit einer Auflösung von 0,5 mm (IT'IS Zürich)	39
3.1	Auf das Maximum normierte Ganzkörper SAR - Werte für den senkrechten Einfall einer HEW auf Ellipsoide unterschiedlicher Ausdehnung ($f = 1966 MHz$)	43
3.2	Ellipsoid E1 (Abmessungen: ca. $1,4 cm \times 1,4 cm \times 2,8 cm$): Feldverteilung in einem Ellipsoid mit einer Masse von 3,5 g ($f = 1966 MHz$); $ \vec{E} $ in $[\frac{V}{m}]$. . .	45
3.3	Ellipsoid E2 (Abmessungen: ca. $2,0 cm \times 2,0 cm \times 4 cm$): Feldverteilung in einem Ellipsoid mit einer Masse von 10,5 g ($f = 1966 MHz$); $ \vec{E} $ in $[\frac{V}{m}]$. .	46
3.4	Ellipsoid E3 (Abmessungen: ca. $2,7 cm \times 2,7 cm \times 5,4 cm$): Feldverteilung in einem Ellipsoid mit einer Masse von 23,5 g ($f = 1966 MHz$); $ \vec{E} $ in $[\frac{V}{m}]$. .	46
3.5	Ellipsoid E4 (Abmessungen: ca. $5,9 cm \times 5,9 cm \times 11,8 cm$): Feldverteilung in einem Ellipsoid mit einer Masse von 250 g ($f = 1966 MHz$); $ \vec{E} $ in $[\frac{V}{m}]$.	47
3.6	Ganzkörper - SAR in Abhängigkeit von ε'_r ($\kappa = 1 \frac{S}{m}$), $f = 1966 MHz$	49
3.7	Ganzkörper - SAR in Abhängigkeit von κ ($\varepsilon'_r = 1$), $f = 1966 MHz$	50
3.8	Darstellung unterschiedlicher Polarisierungen und Einfallrichtungen einer homogenen ebenen Welle auf das verwendete Rattenmodell	51
3.9	SAR - und Temperaturverteilung für den frontalen Einfall einer HEW auf das Rattenmodell	52
3.10	SAR - und Temperaturverteilung für den seitlichen Einfall einer HEW auf das Rattenmodell; E - Feld ist parallel zur Längsachse des Modells.	52
3.11	SAR - und Temperaturverteilung für den seitlichen Einfall einer HEW auf das Modell; H - Feld ist parallel zur Längsachse des Modells.	53
3.12	zusammenhängenden Gebietes mit einer Masse von 1 g, dem die maximale Teilkörper - SAR zugeordnet ist (ähnlich ICNIRP)	55
3.13	zusammenhängenden Gebietes mit einer Masse von 1 g, dem die maximale Teilkörper - SAR zugeordnet ist (ähnlich IEEE)	56
3.14	Form und Position des zusammenhängenden Gebietes für den über 1 g Masse gemittelten maximalen Wert der Temperaturerhöhung aufgrund der absorbierten HF-Energie	57
4.1	Radiale Wellenleitung	61
4.2	Skizze der Expositionsanlage; oben: Aufsicht auf die Anlage; unten: Schnitt mittig durch die Anlage	65
4.3	a) Skizze des Querschnitts eines Sektors mit anisotroper Wandimpedanz; b) Schematische Anordnung der Metallstege	66
4.4	Messung der z-Komponente des elektrischen Feldes bei 3 Frequenzen in azimuthaler Richtung in der Mitte des Käfigbereiches	67
4.5	Betrag der elektrischen Feldstärke; vertikale Schnittebene in radialer Richtung bei $y = 0$	68
4.6	Betrag der elektrischen Feldstärke; links: vertikale Schnittebene bei $x \approx 0,85 m$; rechts: horizontale Schnittebene in radialer Richtung bei $z = \frac{h}{2}$	68
4.7	Fotos einer Expositionseinheit	69

4.8	Vergleich der $ E_z $ - Komponente der gemessenen und berechneten elektrischen Feldstärke in radialer Richtung in der Mitte des Käfigbereiches	70
4.9	Vergleich der Feldstärkeverläufe mittig im Käfigbereich unter Verwendung dielektrischer bzw. metallischer Trennwände	71
4.10	Vergleich der Ganzkörper - SAR einer Maus im freien Raum und in der radialen Wellenleitung	72
5.1	Messergebnisse für den Betrag der E_z - Komponente bei $\rho = 0,7 m$ in azimuthaler Richtung	74
5.2	Messergebnisse für den Betrag der E_z - Komponente bei $\rho = 0,97 m$ in azimuthaler Richtung	75
5.3	Messergebnisse für den Betrag der E_z - Komponente in radialer Richtung mittig im Käfigbereich	75
5.4	Verwendetes Modell für die Feld -, SAR - und Temperaturberechnung für eine Anordnung von 2 erwachsenen Mäusen mit 6 „pups“; links: Tiergruppe im Sektor der Expositionsanlage; rechts: Detaillierte 3D - Ansicht der Tiergruppe	77
5.5	Feldverteilung $ \vec{E} $ im Käfigbereich, in dem sich eine Tiergruppe, bestehend aus 2 erwachsenen Mäusen und 6 „pups“, befindet	78
5.6	Feldverteilung $ \vec{E} $ in der vorderen Maus	78
5.7	SAR - Verteilung in der vorderen Maus	79
5.8	Verteilung der Temperaturdifferenz ΔT aufgrund absorbiertes HF - Leistung in der vorderen Maus	79
5.9	Feldverteilung $ \vec{E} $ im Expositionsbereich der Teilgruppe	80
5.10	SAR - Verteilung in den Mäusen der Teilgruppe	81
5.11	Verteilung der Temperaturdifferenz ΔT aufgrund absorbiertes HF - Leistung in den Mäusen der Teilgruppe	82
5.12	SAR - Verteilung und Verteilung der Temperaturdifferenz im vorderen Ellipsoid	83
5.13	Form und Position des 1 g - Volumens in der vorderen Maus, dem die max. Teilkörper - SAR zugeordnet ist	84
5.14	Form und Position des 1 g - Volumens in der Gruppe, dem die max. Teilkörper - SAR zugeordnet ist	84
5.15	Form und Position des 1 g - Volumens in der vorderen Maus, dem die maximale lokale Temperaturerhöhung aufgrund absorbiertes HF - Leistung zugeordnet ist	85
5.16	Form und Position des 1 g - Volumens in der Gruppe, dem die maximale lokale Temperaturerhöhung aufgrund absorbiertes HF - Leistung zugeordnet ist	85
5.17	Berechnete Konfigurationen	86
5.18	Expositionsphase 1: Ganzkörper - SAR für 3 erwachsene Mäuse pro Käfig	87
5.19	Expositionsphase 2: Ganzkörper - SAR für 2 erwachsene Mäuse pro Käfig	87
5.20	Expositionsphase 3: 2 erwachsene Mäuse und 6 „pups“ pro Käfig; Ganzkörper - SAR für 2 erwachsene Mäuse	88
5.21	Expositionsphase 3: 2 erwachsene Mäuse und 6 „pups“ pro Käfig; Ganzkörper - SAR für 6 „pups“	88
5.22	Expositionsphase 4: Ganzkörper - SAR für 4 junge Mäuse pro Käfig	89
5.23	Histogramm für die Ganzkörper - SAR aller erwachsenen Mäuse	90

5.24	Histogramm für die Ganzkörper - SAR aller jungen Mäuse	91
5.25	Histogramm für die Ganzkörper - SAR aller „pups“;	92
5.26	Expositionsphase 1: 1 g - SAR (ähnlich ICNIRP) für 3 erwachsene Mäuse pro Käfig	93
5.27	Expositionsphase 2: 1 g - SAR (ähnlich ICNIRP) für 2 erwachsene Mäuse pro Käfig	94
5.28	Expositionsphase 3: 2 erwachsene Mäuse und 6 „pups“ pro Käfig; 1 g - SAR (ähnlich ICNIRP) für 2 erwachsene Mäuse	94
5.29	Expositionsphase 3: 2 erwachsene Mäuse und 6 „pups“ pro Käfig; 1 g - SAR (ähnlich ICNIRP) für 6 „pups“	95
5.30	Expositionsphase 4: 1 g - SAR (ähnlich ICNIRP) für 4 junge Mäuse pro Käfig	95
5.31	Histogramm für die 1 g - SAR aller erwachsenen Mäuse	96
5.32	Histogramm für die 1 g - SAR aller Jungtiere	97
5.33	Histogramm für die 1 g - SAR aller „pups“	98
5.34	Expositionsphase 1: Lokale Temperaturerhöhung für 3 erwachsene Mäuse pro Käfig	99
5.35	Expositionsphase 2: Lokale Temperaturerhöhung für 2 erwachsene Mäuse pro Käfig	99
5.36	Expositionsphase 3: 2 erwachsene Mäuse und 6 „pups“ pro Käfig; Lokale Temperaturerhöhung für 2 erwachsene Mäuse	100
5.37	Expositionsphase 3: 2 erwachsene Mäuse und 6 „pups“ pro Käfig; Lokale Temperaturerhöhung für 6 „pups“	100
5.38	Expositionsphase 4: Lokale Temperaturerhöhung für 4 junge Mäuse pro Käfig	101
5.39	Histogramm für die lokale Temperaturerhöhung aller erwachsenen Mäuse . .	102
5.40	Histogramm für die lokale Temperaturerhöhung aller Jungtiere	102
5.41	Histogramm für die lokale Temperaturerhöhung aller „pups“	103
5.42	Expositionsphase 1: Vergleich der normierten Teilkörper - SAR und der lokalen Temperaturerhöhung für 3 erwachsene Mäuse pro Käfig	104
5.43	Expositionsphase 2: Vergleich der normierten Teilkörper - SAR und der lokalen Temperaturerhöhung für 2 erwachsene Mäuse pro Käfig	105
5.44	Expositionsphase 3: 2 erwachsene Mäuse und 6 „pups“ pro Käfig; Vergleich der normierten Teilkörper - SAR und der lokalen Temperaturerhöhung für 2 erwachsene Mäuse	105
5.45	Expositionsphase 3: 2 erwachsene Mäuse und 6 „pups“ pro Käfig; Vergleich der normierten Teilkörper - SAR und der lokalen Temperaturerhöhung für 6 „pups“	106
5.46	Expositionsphase 4: Vergleich der normierten Teilkörper - SAR und der lokalen Temperaturerhöhung für 4 junge Mäuse pro Käfig	107
5.47	Ganzkörper - SAR; Variation der elektrischen Materialparameter; links: Expositionsphase 1; 3 erwachsene Mäuse pro Käfig; rechts: Expositionsphase 2; 2 erwachsene Mäuse pro Käfig	108
5.48	Ganzkörper - SAR; Variation der elektrischen Materialparameter; Expositionsphase 3 mit 2 erwachsenen Mäusen und 6 „pups“ pro Käfig; links: 2 erwachsene Mäuse; rechts: 6 „pups“	109
5.49	Ganzkörper - SAR; Variation der elektrischen Materialparameter; Expositionsphase 4; 4 heranwachsende Mäuse pro Käfig	109

5.50	Modell „V7”	111
5.51	Auf das Modell „O” bezogene Ganzkörper - SAR: Berechnungen, in denen das Körpermodell der Maus verändert wurde.	113
5.52	Auf das Modell „O” bezogene Ganzkörper - SAR: Berechnungen, in denen die direkte Umgebung des Mausmodells verändert wurde.	113
5.53	Auf das Modell „V3” bezogene Ganzkörper - SAR: Berechnungen, in denen das Körpermodell der Maus und dessen direkte Umgebung verändert wurden.	114

Tabellenverzeichnis

2.1	Toleranzen des Messsystems	6
3.1	Ganzkörper SAR - Werte und maximale Temperaturerhöhung (stationärer Zustand)	54
3.2	Vergleich der Teilkörper - SAR ähnlich IEEE und ICNIRP	56
5.1	Standardunsicherheit der vier Leitungsstapel (leistungsbezogene Größen) . .	76
5.2	Auflistung der berechneten Modellvariationen mit den entsprechenden, auf die Modelle „O“ und „V3“ normierten Ganzkörper - SAR	112
5.3	Zusammenfassende Auflistung der Standardunsicherheiten und der oberen und unteren Schranken für die Ganzkörper - SAR der betrachteten „in vivo“ Studie auf Basis numerischer Berechnungen	115
5.4	Auflistung der Standardunsicherheiten diverser Expositionsparameter	115
5.5	Zusammenfassung der Standardunsicherheiten und der oberen und unteren Schranke für die Ganzkörper - SAR der betrachteten „in vivo“ Studie	116
5.6	Zusammenfassung der einzelnen, teilweise gewichteten Beiträge der Standardunsicherheiten und der oberen und unteren Schranke für die Ganzkörper SAR der betrachteten „in vivo“ Studie	117

Häufig verwendete Abkürzungen und Symbole

ε_0	Dielektrizitätskonstante des Vakuums
ε_r	relative Dielektrizitätskonstante
κ	elektrische Leitfähigkeit
λ_0	Freiraumwellenlänge
$\lambda_{Material}$	Wellenlänge im Material
μ_0	magnetische Permeabilität des Vakuums
μ_r	relative magnetische Permeabilität
ω	Kreisfrequenz
ρ	Dichte
ΔT	Temperaturerhöhung in °C
Δt	Größe des Zeitschrittes
Δx	Kantenlänge des FDTD - Gitters in x Richtung
Δy	Kantenlänge des FDTD - Gitters in y Richtung
Δz	Kantenlänge des FDTD - Gitters in z Richtung
\vec{B}	magnetischer Flussdichtevektor
<i>BHTE</i>	bio heat transfer equation
\vec{D}	elektrische Verschiebungsdichte
\hat{E}	Scheitelwert der elektrischen Feldstärke
\vec{E}	elektrischer Feldstärkevektor

$FDTD$	Finite Difference Time Domain
\vec{H}	magnetischer Feldstärkevektor
\vec{J}	elektrische Stromdichte
\vec{M}	magnetische Stromdichte
P	Leistung (Effektivwert)
P_V	Verlustleistung
Q_{EM}	Wärmegenerationsrate
SAR	spezifische Absorptionsrate
T	Temperatur in °C
\hat{U}	Scheitelwert der Spannung
b	Umrechnungsfaktor zwischen gemessener Spannung und Feldstärke
c	spezifische Wärmekapazität
c_0	Lichtgeschwindigkeit
f	Frequenz
k	spezifische Wärmeleitfähigkeit
\vec{r}	Ortsvektor
u^+	Unsicherheit des Mittelwerts; obere Schranke
u^-	Unsicherheit des Mittelwerts; untere Schranke
$u_{P_g,r}$	relative Unsicherheit der gemessenen Leistung
$u_{SAR,r}$	relative Unsicherheit der Ganzkörper - SAR aufgrund unterschiedlicher Positionen und Körperhaltungen der Tiere
$u_{SAR_M,r}$	relative Unsicherheit der Ganzkörper - SAR aufgrund der Variation des betrachteten Tiermodells
$u_{SAR_U,r}$	relative Unsicherheit der Ganzkörper - SAR aufgrund der Variation der direkten Umgebung des betrachteten Tiermodells

KAPITEL 1

Einleitung

In unserer modernen Gesellschaft steigt mit dem technischen Fortschritt die Nachfrage nach mobiler Kommunikation sowie mobilem Datenaustausch und Entertainment stetig an. Neben den Mobilfunknetzen werden zunehmend lokale Netzwerke aufgebaut, die mittels W - LAN, Wi - Fi, und Bluetooth - Technologien realisiert werden. Für viele mobile Anwendungen sind hohe Bandbreiten notwendig, so dass eine Infrastruktur benötigt wird, die für diese Kommunikationsdienste kontinuierlich und flächendeckend hohe Datenübertragungsraten zur Verfügung stellt.

Die Einführung des UMTS - Mobilfunksystems vor einigen Jahren brachte bisher den größten Kapazitätszuwachs. Für eine flächendeckende Versorgung musste zusätzlich zu den bestehenden GSM - 900 und - 1800 Systemen ein engmaschiges Netz von UMTS - Basisstationen installiert werden. Neben der Akzeptanz des UMTS - Systems durch die Nutzer gibt es wegen der zunehmenden hohen räumlichen Dichte der UMTS - Basisstationen auch Widerstände und Ängste in der Bevölkerung. Diese werden oftmals durch Presse - und TV - Beiträge geschürt. In der Öffentlichkeit wird daher die Fragestellung, ob und inwieweit mögliche Gefahren für Mensch und Umwelt von mobilen Kommunikationssystemen ausgehen, kontrovers diskutiert. Bislang ist die Wärmezeugung in biologischen Systemen aufgrund elektromagnetischer Felder der einzige unbestrittene, nachweisbare und reproduzierbare Wirkungsmechanismus. Bis heute konnte kein reproduzierbarer Nachweis über sonstige Wirkungen schwacher elektromagnetischer Felder auf biologische Systeme erbracht werden.

Um zur Versachlichung der öffentlich geführten Diskussion über mögliche gesundheitliche Schädigungen durch elektromagnetische Felder des UMTS - Mobilfunks beizutragen, wurden von Politik und Wirtschaft zahlreiche Experimente initiiert, in denen Arbeitsgruppen konkrete Hypothesen über die Wirkung hochfrequenter Signale auf sehr unterschiedliche biologische Systeme untersuchen sollten. Für die Durchführung dieser Forschungsprojekte ist eine interdisziplinäre Zusammenarbeit von Physikern, Biologen und Ingenieuren notwendig. In diesem Zusammenhang besteht die Aufgabe der Feldtheorie neben der Entwicklung, Bereitstellung und dem Betrieb der Expositionstechnik darin, biologische Proben einem definierten elektromagnetischen Feld auszusetzen, die einkoppelnden Felder möglichst genau zu charakterisieren und die in den Proben absorbierte Leistung zu bestimmen.

Die vorliegende Arbeit wurde im Rahmen eines der am Lehrstuhl für TE der BUW durchgeführten „in vivo“ - Projekte mit Labornagern erstellt. Sie beinhaltet schwerpunktmäßig die feldtheoretischen und hochfrequenztechnischen Problemstellungen. Dazu gehören u.a. die Erzeugung definierter und reproduzierbarer Feldverteilungen, die Ermittlung der in den Versuchstieren umgesetzten Verlustleistung sowie eine Abschätzung der zu erwartenden Temperaturerhöhung in den Tieren.

Diese Arbeit ist in einen methodischen Teil und einen Ergebnisteil separiert. Nachdem im nächsten Abschnitt ein kurzer Überblick über den aktuellen Stand der Forschung bei Langzeit - „in vivo“ - Studien an Nagetieren folgt, werden in Kapitel 2 die verwendeten Methoden charakterisiert, die zur Auswertung einer konkreten Studie mit Mäusen herangezogen werden. Neben der Beschreibung des Messwerterfassungssystems werden auch die numerischen Berechnungsverfahren zur Ermittlung der Feldverteilung, der Verteilung der spezifischen Absorptionsrate (SAR) und zur Ermittlung der Temperaturerhöhung im stationären Zustand erläutert. Es werden zudem 2 Algorithmen zur Berechnung der Teilkörper - SAR vorgestellt, die sich weitestgehend an den Formulierungen einschlägiger Normen orientieren. Die SAR ist von vielen Parametern abhängig, und jeder dieser Parameter ist mit einer Unsicherheit behaftet, so dass im weiteren Verlauf von Kapitel 2 eine praktikable Methode, basierend auf gebräuchlichen stochastischen Funktionen, zur Zusammenfassung der Unsicherheiten eingeführt wird mit dem Ziel, einen Wert für die gesamte Unsicherheit der SAR angeben zu können. Weiterhin werden die anatomisch korrekten Körpermodelle der Tiere vorgestellt, die für die SAR - Berechnungen als Basismodelle verwendet werden.

Aufgrund der Komplexität des Gesamtsystems befasst sich Kapitel 3 zunächst mit der Exposition eines stark vereinfachten Körpermodells – eines homogen gefüllten Ellipsoids – in einer einfachen Expositionsumgebung mit dem Ziel, anhand des vereinfachten Systems einige Mechanismen identifizieren und erklären zu können. Anschließend wird in Kapitel 3 auch die Exposition eines anatomisch korrekten Modells in einer einfachen Expositionsumgebung betrachtet. Daran soll zum einen überprüft werden, ob die für vereinfachte Körpermodelle gefundenen Eigenschaften auf ein anatomisch korrektes Modell übertragbar sind, und des Weiteren soll an diesem Modell gezeigt werden, dass die häufig in der Literatur verwendete Vorgehensweise für die Auswertung der Teilkörper - SAR üblicherweise zu einer Unterschätzung des maximalen Teilkörper - SAR - Wertes führt.

In Kapitel 4 wird der Entwurf der HF - Expositionsanlage für „in vivo“ - Studien mit Nagern behandelt. Zunächst wird dafür auf die physiologischen Anforderungen der Biologen an die Expositionsanlage und auf die daraus resultierenden technischen Notwendigkeiten eingegangen. Ein weiterer Abschnitt des Kapitels befasst sich mit der Modifikation einer radialen Wellenleitung, um diese als Expositionsanlage für „in vivo“ - Studien mit frei laufenden Tieren einsetzen zu können. Aufgrund der vorgegebenen Höhe der Käfige, der daraus resultierenden Höhe der Expositionsanlage und der Größe der Tiere müssen vor allem bei hohen Expositionsfrequenzen konstruktive Maßnahmen vorgenommen werden, um eine inhomogene bzw. instabile Feldverteilung im Expositionsbereich zu vermeiden und eine reproduzierbare Feldverteilung sicherzustellen. Die Homogenität der Feldverteilung wird durch numerische Berechnungen und zusätzliche Messungen im Expositionsbereich belegt.

Kapitel 5 befasst sich mit der Umsetzung der bis dahin entwickelten Maßnahmen zur Realisierung einer Expositionsanlage für eine konkrete Studie mit frei laufenden Mäusen. Zunächst wird die Feldverteilung in der aufgebauten Anlage messtechnisch ermittelt. Anschließend werden zur Bestimmung der Unsicherheiten der SAR ausführliche dosimetrische

Untersuchungen durchgeführt. Neben der Ganzkörper - SAR werden ebenso die Teilkörper - SAR sowie die lokalen maximalen Temperaturerhöhungen in den Mäusen ermittelt und ausgewertet. Des Weiteren werden zwei Möglichkeiten aufgezeigt, die Unsicherheiten der einzelnen Expositionsparameter, die die Variation der SAR maßgeblich bestimmen, zusammenzufassen und damit eine Gesamtunsicherheit für die Ganzkörper - SAR anzugeben.

Abschließend folgt in Kapitel 6 eine Zusammenfassung.

1.1 Stand der Forschung

In den letzten Jahrzehnten wurden zahlreiche „in vitro“ - und „in vivo“ - Projekte im Hinblick auf die Fragestellung durchgeführt, inwieweit schwache elektromagnetische Felder gewebeverändernde Prozesse initiieren bzw. beeinflussen können. Einige „in vivo“ - Studien mit frei laufenden Tieren im Frequenzbereich von 2450 MHz [1] - [8] wurden bis Mitte der 1990er Jahre durchgeführt. Aufgrund der rasanten Verbreitung von Mobiltelefonen wurden seit Ende der 1990er Jahre in den Studien vermehrt Mobilfunksignale verwendet; neben frei laufenden Tieren [9] - [16] kamen dabei häufig fixierte Tiere [17] - [37] zum Einsatz. In einigen wenigen tierexperimentellen Studien wurden andere Frequenzen im Bereich von 400 MHz bis 94000 MHz verwendet [38, 39, 40]. Im europäischen Raum lag bei den Studien der Schwerpunkt auf den Mobilfunksystemen GSM - 900, GSM - 1800 und UMTS. Im Rahmen großangelegter, EU - weiter „in vivo“ - und „in vitro“ - Forschungsprojekte wie Perform A [32, 34, 36, 37], Perform B [41] und Reflex [42], konnten bis heute keine Wechselwirkungen schwacher hochfrequenter elektromagnetischer Strahlung auf biologische Systeme reproduzierbar nachgewiesen werden.

Die im Folgenden diskutierten Arbeiten behandeln ausschließlich „in vivo“ - Studien, in denen Langzeiteffekte untersucht wurden. Einige der genannten Studien wurden durch die von Repacholi 1997 publizierten Ergebnisse angestoßen, der eine signifikante Erhöhung eines bestimmten Tumortyps (Lymphomen) in transgenen Mäusen nach deren Befeldung mit einem 900 MHz - Signal feststellte [43]. Aufgrund methodischer Schwächen in der Expositionstechnik wurden die Ergebnisse dieser Studie hinterfragt. Die Untersuchungen von Repacholi wurden in zwei unabhängigen Nachfolgestudien 2002 von einer australischen Forschergruppe (Utteridge et al. [25]) und 2007 von einer italienischen Forschergruppe (Oberto et al. [34]) im Rahmen des Perform A - Projektes wiederholt, und die von ihm publizierten Ergebnisse konnten nicht reproduziert werden.

Adey et al. [21] fanden 1999 eine scheinbar protektive Wirkung von NAD - TDMA - Signalen auf spontane und chemisch induzierte Tumore des zentralen Nervensystems. In einer Nachfolgestudie derselben Forschergruppe im Jahre 2000 konnten diese Ergebnisse allerdings nicht reproduziert werden.

Frei et al. [7, 8] untersuchten die Tumorentwicklung bei Mäusen, die über eine Dauer von 18 Monaten mit einem 2450 MHz - Signal beaufschlagt wurden, und publizierten 1998, dass die elektromagnetischen Felder keine Auswirkungen auf die Tumorentwicklung haben. Eine Studie von Chagnaud et al. [19] aus dem Jahr 1999, in der Ratten mit chemisch induzierten Tumoren zwei Wochen mit GSM - Signalen befeldet wurden, brachte ebenfalls keine Effekte hervor. Im Jahr 2003 publizierten Anane et al. [26] eine Studie, in der Ratten mit 3 unterschiedlichen Feldstärken über einen Zeitraum von 9 Wochen, für 2 Stunden täglich, exponiert wurden. Anane et al. fanden eine Tumorzunahme bei einer Befeldung mit den beiden niedrigsten Feldstärken. In einer Folgestudie derselben Forschergruppe konnten diese Ergebnisse ebenfalls nicht reproduziert werden. Die in der vorliegenden Arbeit betrachte-

te, aktuelle Studie von Sommer et al. [44], in der mehrere Generationen von Mäusen mit UMTS - Signalen exponiert wurden, brachte auch keine Effekte hervor. Die in den letzten Jahren publizierten Ergebnisse einer Vielzahl von „in vivo“ Studien legen die Vermutung nahe, dass, falls Effekte elektromagnetischer Felder auf biologischen Systeme existieren, diese entweder sehr gering oder thermischen Ursprungs sein müssen. Aus der gesichteten Literatur geht ebenso hervor, dass die vorliegenden tierexperimentellen Studien zu Langzeiteffekten häufig widersprüchliche Daten erbringen.

Eine Vergleichbarkeit dieser Vielzahl von Einzelstudien ist nicht gegeben. Ebenso vielfältig wie die HF - Signale, denen wir uns täglich aussetzen, sind die durchgeführten Studien. Aufgrund unterschiedlicher Rahmenbedingungen der Studien, wie verschiedene Expositionssignale, unterschiedliche Expositionstechnik und -dauer sowie die Verwendung unterschiedlicher Objekte in Hinblick auf unterschiedliche zu untersuchende biologische Endpunkte, ist ein objektiver und aussagekräftiger Vergleich der Studien nicht durchführbar. Zudem existieren bislang keine standardisierten Datensätze für die in den numerischen Berechnungen verwendeten Tiermodelle und deren elektrische sowie thermische Materialparameter.

Grenzwertempfehlungen für die Exposition von Menschen existieren für die spezifische Absorptionsrate, die elektrische und die magnetische Feldstärke und für die Leistungsdichte. Grenzwerte für eine maximal zulässige Kern - Körpertemperaturerhöhung oder lokale Temperaturerhöhung wurden bislang nicht festgelegt. Nach Wissen der Autorin wurde daher auch bei den bisher durchgeführten „in vivo“ - Studien, mit Ausnahme einer kürzlich veröffentlichten japanischen Studie [45], die die Exposition von Hasen im Fernfeld untersucht, auf die Berechnung der Temperaturverteilung in den Tieren verzichtet.

2.1 Vorgehensweise zur messtechnischen Ermittlung der elektrischen Feldstärke in der Expositionsanlage

2.1.1 Beschreibung des verwendeten Messwert - Erfassungssystems

Das eingesetzte Messwert - Erfassungssystem besteht im Wesentlichen aus einer kleinen Antenne (im Folgenden als Feldsonde bezeichnet), die im auszumessenden Feld positioniert wird, einem Leistungssensor, einem Verbindungskabel, einem NF - Verstärker und einer Anzeige. Der Aufbau des Messwert - Erfassungssystems ist in Abbildung 2.1 dargestellt.



Abbildung 2.1: Aufbau des verwendeten Messwert - Erfassungssystems

Die Feldsonde ist ein Eigenbau und besteht aus einer etwa 1 cm langen Monopolantenne aus Kupfer, die von einem dielektrischen Material umgeben ist, wodurch die mechanische Stabilität verbessert wird (Abbildung 2.1). Die Feldsonde ist über ein etwa 10 cm langes, mechanisch stabiles „semi rigid“ Kabel an den Leistungssensor angeschlossen.

Alle Komponenten des Messwert - Erfassungssystems, außer der Feldsonde, werden durch ein kommerzielles Messsystem der Firma Agilent abgedeckt, bestehend aus dem Leistungs-

2.1. Vorgehensweise zur messtechnischen Ermittlung der elektrischen Feldstärke in der Expositionsanlage

sensor E9327A, einem Verbindungskabel und dem Zweikanal - Leistungsmessgerät E4417A, das den NF - Verstärker und das Anzeigemodul beinhaltet [46, 47, 48]. Das eingesetzte Leistungsmessgerät bietet die Möglichkeit, über verschiedene Modi neben der Momentanleistung auch die mittlere Leistung von CW - Signalen und W - CDMA Signalen zu messen. Der Frequenzbereich des Gesamtsystems liegt zwischen 50 MHz und 18 GHz mit einer Bandbreite von 5 MHz, und es können Leistungspegel von -60 dBm bis $+20\text{ dBm}$ detektiert werden. Der Dynamikbereich des Leistungssensors beträgt in den verwendeten Messmodi über 80 dB.

Die Verarbeitung der HF - Messwerte im Leistungssensor bietet gegenüber anderen Messsystemen den Vorteil, dass die Beschaffenheit und Lage der Messleitung keine Auswirkungen auf das Messergebnis hat und so keine phasenstabile Messleitung benötigt wird. Weitere Vorteile des Messsystems im mobilen Einsatz sind das geringe Gewicht und die geringen Abmessungen.

Die Angabe zu den Toleranzen des eingesetzten Messsystems werden den Datenblättern von Agilent zu dem Leistungsmessgerät (PM) E4417A und dem Leistungssensor (PS) E9327A entnommen [46, 47]. In Tabelle 2.1 sind die Toleranzen des Messsystems aufgeführt. Weitere Unsicherheiten wie „Zero-Drift“ und Systemrauschen sind nach den Angaben des Herstellers sehr gering und werden hier nicht aufgeführt. Die aufgelisteten Werte gelten für einen Temperaturbereich von $25^\circ\text{C} \pm 10^\circ\text{C}$.

	Toleranzangaben in %
Linearität des Gesamtsystems (PM & PS)	$\pm(0,5+3,7)$
Messunsicherheit ($u_{Agilent}$)	$\pm 0,65$
Unsicherheit des Kalibrierfaktor ($u_{cal} = u_{Agilent,cal}$) für Leistungen $< 0\text{ dBm}$	$\pm 2,3$
Unsicherheit des Kalibrierfaktor ($u_{cal} = u_{Agilent,cal}$) für Leistungen $> 0\text{ dBm}$	$\pm(2,3+0,2)$

Tabelle 2.1: Toleranzen des Messsystems, bestehend aus dem Leistungsmessgerät E4417A und dem Leistungssensor E9327A für einen Temperaturbereich von $25^\circ\text{C} \pm 10^\circ\text{C}$.

2.1.2 Ermittlung der elektrischen Feldstärkewerte

Damit es möglich ist, aus den angezeigten Leistungswerten die elektrischen Feldstärkewerte ermitteln zu können, muss ein funktionaler Zusammenhang zwischen der Leistung und der elektrischen Feldstärke bekannt sein. Der Zusammenhang zwischen der zeitlich gemittelten Leistung und der elektrischen Feldstärke ist durch folgende Formel gegeben:

$$P = \frac{\hat{U}^2}{2Z_i} = \frac{b^2 \hat{E}^2}{2Z_i}. \quad (2.1)$$

\hat{U} [V] bzw. \hat{E} $\left[\frac{\text{V}}{\text{m}}\right]$ sind Scheitelwerte der Messspannung bzw. der elektrischen Feldstärke, und Z_i [Ω] ist der reelle Innenwiderstand des Leistungsmessgerätes.

Um den noch unbekanntem Umrechnungsfaktor $b \left[\frac{\text{V}}{\text{V/m}}\right]$ bestimmen zu können, müssen Messungen in einem Feld vorgenommen werden, für das der absolute Feldverlauf in Abhängigkeit von den experimentell einstellbaren und bestimmaren Parametern eindeutig angegeben werden kann. Dazu wird ein am Lehrstuhl entwickeltes Verfahren eingesetzt.

2.1. Vorgehensweise zur messtechnischen Ermittlung der elektrischen Feldstärke in der Expositionsanlage

In der vorliegenden Arbeit wird für die Ermittlung von b eine Rechteckhohlleitung, in der nur die Grundmode ausbreitungsfähig ist, verwendet. Für diese ist der analytische Feldverlauf bekannt. Ein weiterer Vorteil der Rechteckhohlleitung ist, dass die Feldstärke in einer elektrisch abgeschlossenen, gegen äußere Störeinflüsse abgeschirmten Umgebung gemessen wird. Der resultierende Umrechnungsfaktor b ist für jede Feldsonde unterschiedlich, so dass diese Messung für jede eingesetzte Feldsonde separat durchgeführt werden muss.

Die Messungen zur Bestimmung des Faktors b der in dieser Arbeit eingesetzten ca. 1 cm lange Monopol - Feldsonde für eine Frequenz von 1966 MHz wurden in einer Rechteckhohlleitung aus Messing mit den Querschnittsabmessungen $6,5 \text{ cm} \times 13 \text{ cm}$ (Innenmaß) vorgenommen. In Abständen von etwa 8 mm befinden sich 93 Messlöcher mit einem Durchmesser von 4 mm mittig in der oberen Hohlleitungswand über deren Länge. Die Wellenleitung ist mit einer 50Ω - Impedanz abgeschlossen, und die Einspeisung erfolgt auf der gegenüberliegenden Seite über eine Stiftantenne. Der eingesetzte R&S Signalgenerator (Rhode & Schwarz SME 03) ist an einen Leistungsverstärker der Firma BEKO angeschlossen. Vom Verstärker wird das Signal auf einen Richtkoppler, der sich unmittelbar vor der Einspeisung befindet, gegeben. Der Richtkoppler wird benötigt, um den Eingangsreflexionsfaktor zu ermitteln und so die in die Leitung eingespeiste Leistung angeben zu können. Der gesamte Messaufbau ist in Abbildung 2.2 dargestellt.

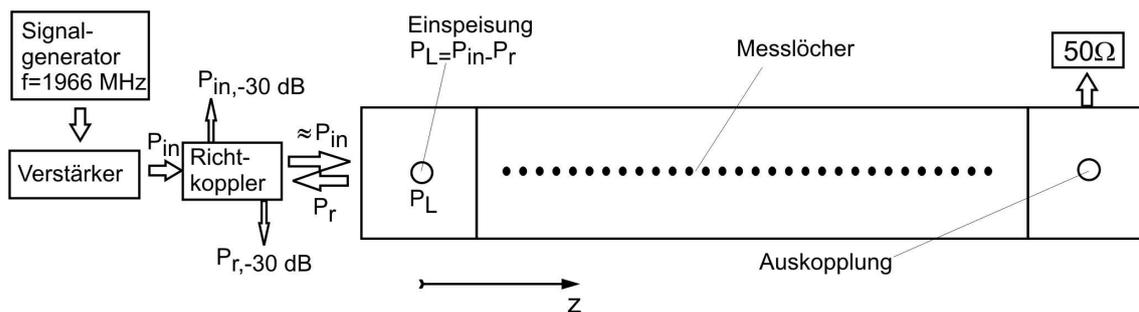


Abbildung 2.2: Messanordnung zur Ermittlung des Zusammenhanges zwischen der Messspannung und der elektrischen Feldstärke; die Messlöcher befinden sich mittig in der oberen Hohlleitungswand.

Analytisch ergibt sich die Feldverteilung längs der Achse der Rechteckhohlleitung aus der Überlagerung der sich in positiver und der sich in negativer z - Richtung ausbreitenden H_{10} - Wellen:

$$\left| \hat{E}(z) \right| = A \sqrt{P_L} \sqrt{(1 + |r|)^2 \cos^2(k_z z + \varphi_0) + (1 - |r|)^2 \sin^2(k_z z + \varphi_0)}, \quad (2.2)$$

mit dem Scheitelwert $\hat{E}(z)$ der ortsabhängigen elektrischen Feldstärke längs der Achse bei eingespeister Leistung P_L , dem Scheitelwert der elektrischen Feldstärke $A \sqrt{P_L}$ der sich in positiver z - Richtung ausbreitenden Welle auf der Achse, dem Reflexionsfaktor r am Ende der Leitung, dem Bezugsphasenwinkel φ_0 und der Ausbreitungskonstanten k_z .

Der Zusammenhang zwischen der ortsabhängigen Messspannung $\hat{U}(z)$ und der elektrischen Feldstärke $\hat{E}(z)$ ist über den noch zu bestimmenden Faktor b gegeben.

$$\hat{U}(z) = b \left| \hat{E}(z) \right|, \quad (2.3)$$

2.2. Verwendete Berechnungsverfahren zur Ermittlung der elektrischen Feldstärke, der spezifischen Absorptionsrate und der Temperaturverteilung

Zur Ermittlung des Bezugsphasenwinkels φ_0 und des Faktors b wurde eine nicht lineare Regression entsprechend den Formeln 2.2 und 2.3 mit dem Programm „Sigma Plot 8.0“ durchgeführt. In Abbildung 2.3 ist die Messspannung über z sowie die Regressionskurve aufgetragen.

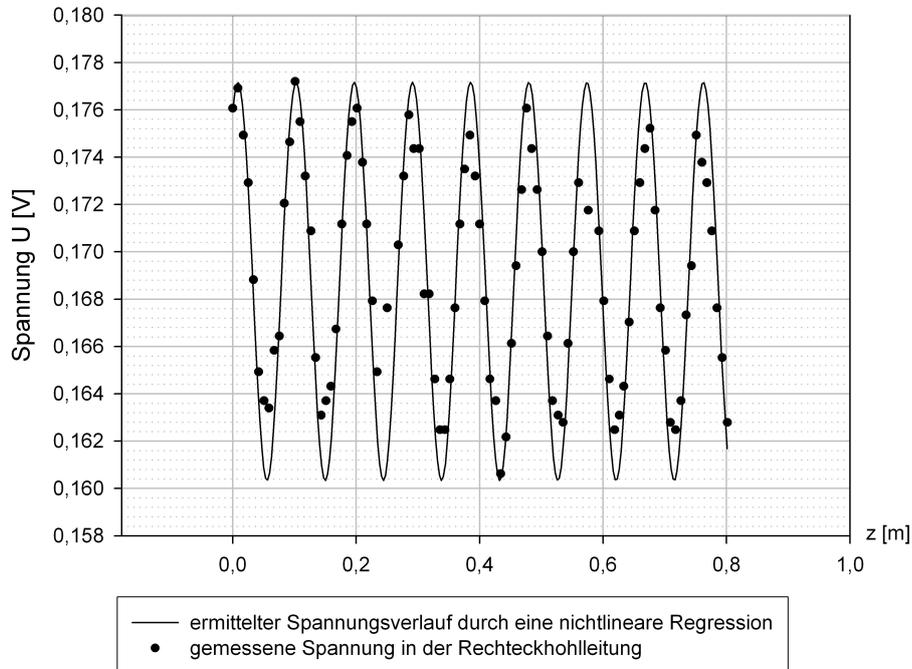


Abbildung 2.3: Regressionskurve zur Bestimmung von b und φ_0 : Die Punkte geben die gemessene Spannung längs der Rechteckhohlleitung an.

2.2 Verwendete Berechnungsverfahren zur Ermittlung der elektrischen Feldstärke, der spezifischen Absorptionsrate und der Temperaturverteilung

2.2.1 Grundlagen des verwendeten Finite Differenzen - Verfahrens im Zeitbereich (FDTD)

Das Finite Differenzen - Verfahren im Zeitbereich ((FDTD) Finite Difference Time Domain) [49, 50] wird für die Lösung von Randwertproblemen verwendet und kann besonders gut auf stark inhomogene Körper angewendet werden. Es basiert auf der Diskretisierung der zeitabhängigen Maxwell'schen Gleichungen in integraler Form (Gleichungen 2.4 und 2.5):

$$\oint_{C(F')} \vec{H} \cdot d\vec{s} = \iint_{F'} \left(\vec{J} + \kappa \vec{E} + \frac{\partial \vec{D}}{\partial t} \right) \cdot d\vec{f}', \quad (2.4)$$

2.2. Verwendete Berechnungsverfahren zur Ermittlung der elektrischen Feldstärke, der spezifischen Absorptionsrate und der Temperaturverteilung

$$\oint_{C(F)} \vec{E} \cdot d\vec{s} = -\frac{\partial}{\partial t} \iint_F \vec{B} \cdot d\vec{f} - \iint_F \vec{M} \cdot d\vec{f}. \quad (2.5)$$

\vec{J} bezeichnet die Quellen des elektrischen und \vec{M} die des magnetischen Feldes. κ ist die elektrische Leitfähigkeit. Im Bereich des Lösungsvolumens wird ein kartesisches Gitter (Yee - Gitter) [51] aufgespannt. Die Diskretisierungsweiten in x -, y - und z - Richtung werden durch

$$\Delta x_i = x_{i+1} - x_i \text{ mit } i = 1 \dots nx - 1, \quad (2.6)$$

$$\Delta y_j = y_{j+1} - y_j \text{ mit } j = 1 \dots ny - 1, \quad (2.7)$$

$$\Delta z_k = z_{k+1} - z_k \text{ mit } k = 1 \dots nz - 1 \quad (2.8)$$

gegeben, wobei nx , ny und nz die Anzahl der Gitterpunkte in x -, y - und z - Richtung und x_i , y_j und z_k die absoluten Koordinaten der Gitterpunkte (i, j, k) sind. Die Komponenten der elektrischen Feldstärke werden mittig auf den Kanten des Gitters definiert, und die Komponenten des magnetischen Feldes werden mittig auf den Flächen des Gitters in positiver Richtung der Flächennormalen angeordnet. Abbildung 2.4 zeigt die Zuordnung der Feldkomponenten zu den Gitterpunkten.

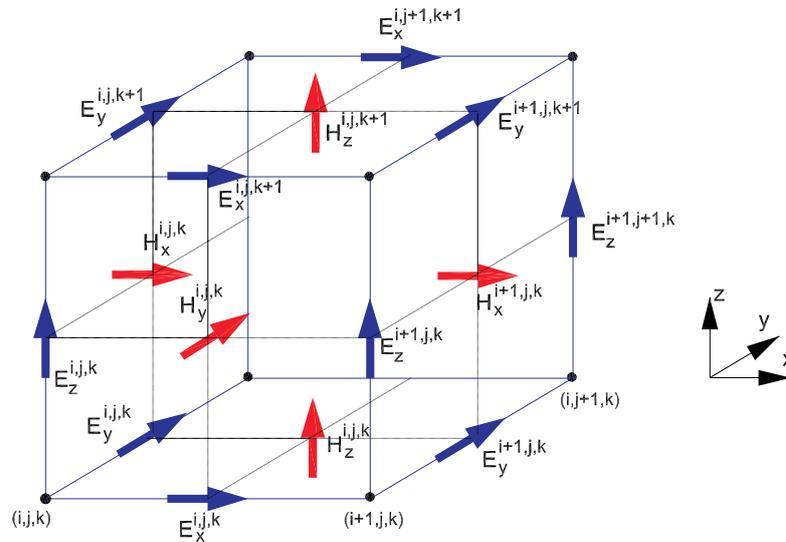


Abbildung 2.4: Schematische Anordnung der elektrischen und magnetischen Feldkomponenten auf dem Yee - Gitter

Ausgehend von den zeitabhängigen Maxwell'schen Gleichungen werden die Komponenten der elektrischen und der magnetischen Feldstärke gemäß den Gleichungen 2.4 und 2.5 über die Flächen F und F' bzw. über die jeweiligen Berandungen der Flächen $C(F)$ und $C(F')$ integriert. Die Materialparameter $\varepsilon_{i,j,k}$, $\mu_{i,j,k}$ und $\kappa_{i,j,k}$ sind für jedes Voxel (i, j, k) konstant und werden über die jeweilige Integrationsfläche F bzw. F' gemittelt. Die Verkettung der elektrischen und magnetischen Feldstärkekomponenten ist exemplarisch für die E_z - und die H_y - Komponente in Abbildung 2.5 dargestellt.

2.2. Verwendete Berechnungsverfahren zur Ermittlung der elektrischen Feldstärke, der spezifischen Absorptionsrate und der Temperaturverteilung

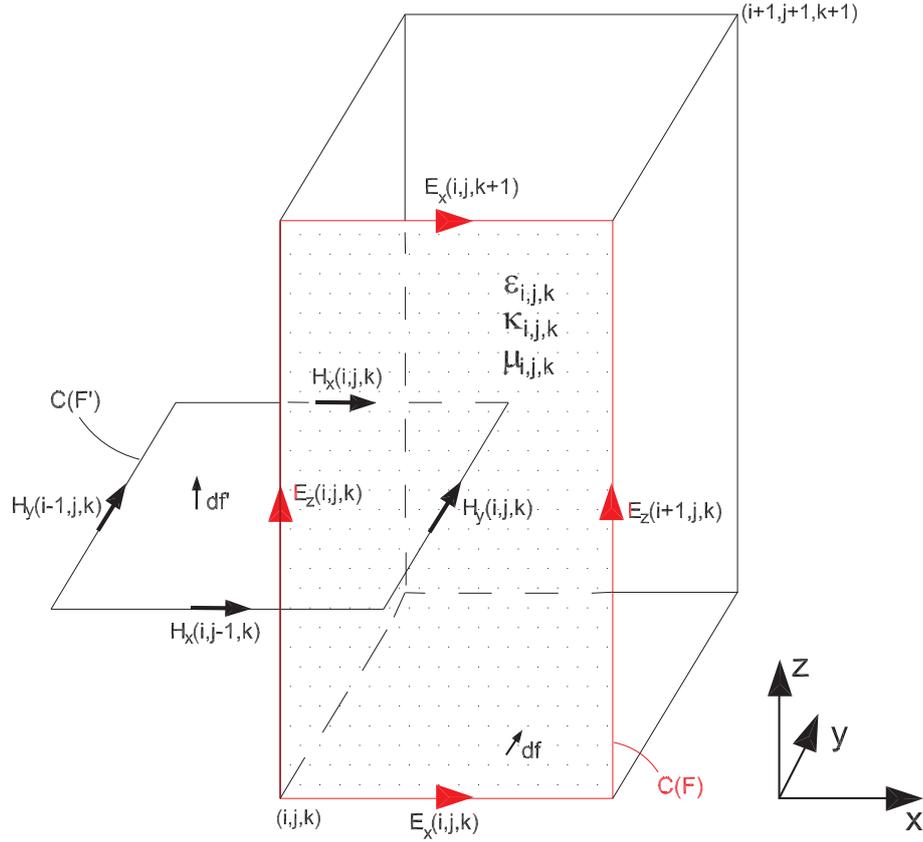


Abbildung 2.5: Verketzungsschema der elektrischen und magnetischen Feldkomponenten

Der Yee - Algorithmus verwendet für die örtliche und zeitliche Ableitung den zentralen Differenzenquotienten. Beispielsweise lautet die örtliche Ableitung nach x einer Funktion u zu einem festen Zeitpunkt $t_n = n\Delta t$

$$\frac{\partial u_{i,j,k,t_n}}{\partial x} \approx \frac{u_{i+\frac{1}{2},j,k}^n - u_{i-\frac{1}{2},j,k}^n}{\Delta x} \quad (2.9)$$

und die zeitliche Ableitung

$$\frac{\partial u_{i,j,k,t_n}}{\partial t} \approx \frac{u_{i,j,k}^{n+\frac{1}{2}} - u_{i,j,k}^{n-\frac{1}{2}}}{\Delta t}. \quad (2.10)$$

Die Zeitachse wird mit $n\Delta t$ Zeitschritten äquidistant diskretisiert und der Zeitschritt

$$\Delta t < \frac{1}{c_0 \sqrt{\frac{1}{\Delta x_{min}} + \frac{1}{\Delta y_{min}} + \frac{1}{\Delta z_{min}}}} \quad (2.11)$$

entsprechend dem Courant-Kriterium gewählt, mit der Lichtgeschwindigkeit c_0 und den kleinsten Diskretisierungsweiten Δx_{min} , Δy_{min} und Δz_{min} in x -, y - und z - Richtung bei nicht äquidistanter Diskretisierung. Um die Stabilität des FDTD - Algorithmus zu gewährleisten, muss das Courant - Kriterium erfüllt und somit die räumliche Diskretisierung ausreichend fein durchgeführt werden. Je feiner die Diskretisierung des Lösungsvolumens vorgenommen wird, um so kleiner wird der maximal zulässige Zeitschritt Δt und desto geringer

sind die Fehler aufgrund numerischer Dispersion.

Die elektrischen und die magnetischen Feldkomponenten bilden ein duales Gitter, da diese räumlich um eine halbe Diskretisierungsweite in jede Richtung gegeneinander verschoben sind. Die magnetischen Feldkomponenten müssen daher einen halben Zeitschritt versetzt zu den elektrischen Feldkomponenten berechnet werden. Die Gleichungen für die z - Komponente der elektrischen Feldstärke zum Zeitpunkt $t = n$ und die für die y - Komponente der magnetischen Feldstärke zum Zeitpunkt $t = n + 1/2$ lauten:

$$E_z|_{i,j,k}^n = C_1|_{i,j,k} E_z|_{i,j,k}^{n-1} + C_2|_{i,j,k} \left(\frac{H_y|_{i,j,k}^{n-\frac{1}{2}} - H_y|_{i-1,j,k}^{n-\frac{1}{2}}}{\frac{\Delta x_i - \Delta x_{i-1}}{2}} - \frac{H_x|_{i,j,k}^{n-\frac{1}{2}} - H_x|_{i,j-1,k}^{n-\frac{1}{2}}}{\frac{\Delta y_j - \Delta y_{j-1}}{2}} - J_z|_{i,j,k}^{n-\frac{1}{2}} \right), \quad (2.12)$$

$$H_y|_{i,j,k}^{n+\frac{1}{2}} = H_y|_{i,j,k}^{n-\frac{1}{2}} + C_3|_{i,j,k} \left(\frac{E_z|_{i,j,k}^n - E_z|_{i+1,j,k}^n}{\frac{\Delta x_i - \Delta x_{i-1}}{2}} - \frac{E_x|_{i,j,k}^n - E_x|_{i,j,k+1}^n}{\frac{\Delta z_k - \Delta z_{k-1}}{2}} - M_y|_{i,j,k}^n \right), \quad (2.13)$$

mit

$$C_1|_{i,j,k} = \left(\frac{1 - \frac{\kappa_{i,j,k} \Delta t}{2\varepsilon_{i,j,k}}}{1 + \frac{\kappa_{i,j,k} \Delta t}{2\varepsilon_{i,j,k}}} \right), \quad (2.14)$$

$$C_2|_{i,j,k} = \left(\frac{\frac{\Delta t}{\varepsilon_{i,j,k}}}{1 + \frac{\kappa_{i,j,k} \Delta t}{2\varepsilon_{i,j,k}}} \right), \quad (2.15)$$

$$C_3|_{i,j,k} = \left(\frac{\Delta t}{\mu_{i,j,k}} \right). \quad (2.16)$$

Die weiteren Feldkomponenten können in analoger Weise dargestellt werden.

Das Berechnungsvolumen wird mit einer elektrischen, magnetischen oder absorbierenden Randbedingung abgeschlossen. Als absorbierende Randbedingung wird die UPML (Uniaxial Perfectly Matched Layer) nach Berenger [52, 53] verwendet.

Für das Einprägen von elektromagnetischen Wellen in das FDTD - Lösungsvolumen wird die so genannte total field - / scattered field - Formulierung [49] eingesetzt. Dazu wird das Gesamtfeld \vec{E}_{total} bzw. \vec{H}_{total} vorerst in ein einfallendes Feld \vec{E}_{inc} bzw. \vec{H}_{inc} und ein gestreutes Feld \vec{E}_{scat} bzw. \vec{H}_{scat} aufgeteilt.

$$\vec{E}_{total} = \vec{E}_{inc} + \vec{E}_{scat} \quad (2.17)$$

$$\vec{H}_{total} = \vec{H}_{inc} + \vec{H}_{scat} \quad (2.18)$$

Der Differenzenquotient des Yee - Algorithmus darf sowohl auf das Gesamtfeld, das einfallende Feld und das gestreute Feld separat angewendet werden, allerdings werden die Randbedingungen des elektrischen und magnetischen Feldes im allgemeinen nur durch das

Gesamtfeld erfüllt. Im Folgenden wird das gesamte Lösungsgebiet in 2 Bereiche aufgeteilt (Abbildung 2.6).

Im Teilvolumen V1 wird das Gesamtfeld und im Teilvolumen V2, welches mit einer UPML abgeschlossen ist, nur das gestreute Feld betrachtet. Diese Aufteilung des Lösungsvolumens führt im Sinne der Feldtheorie zu einer nicht konsistenten Problemstellung, da an den Separationsflächen δ_{FE} , δ_{FH} zwischen den Teilvolumen V1 und V2 die elektrische und magnetische Feldstärke springen, und offensichtlich die tangentialen Feldstärken an den Separationsflächen nicht stetig sind. Es ergibt sich ein Ausweg, indem man das Huygens'sche Prinzip anwendet und auf den Separationsflächen δ_{FE} , δ_{FH} Huygensströme gemäß

$$\vec{J}(\vec{r})_{Huygens} = \vec{n}(\vec{r}) \times \vec{H}(\vec{r}), \quad (2.19)$$

$$\vec{M}(\vec{r})_{Huygens} = -\vec{n}(\vec{r}) \times \vec{E}(\vec{r}) \quad (2.20)$$

einprägt (vgl. Abbildung 2.6). $\vec{n}(\vec{r})$ ist der Normalenvektor auf der Grenzfläche zwischen den Teilvolumina V2 und V1, in positiver Richtung von V2 nach V1.

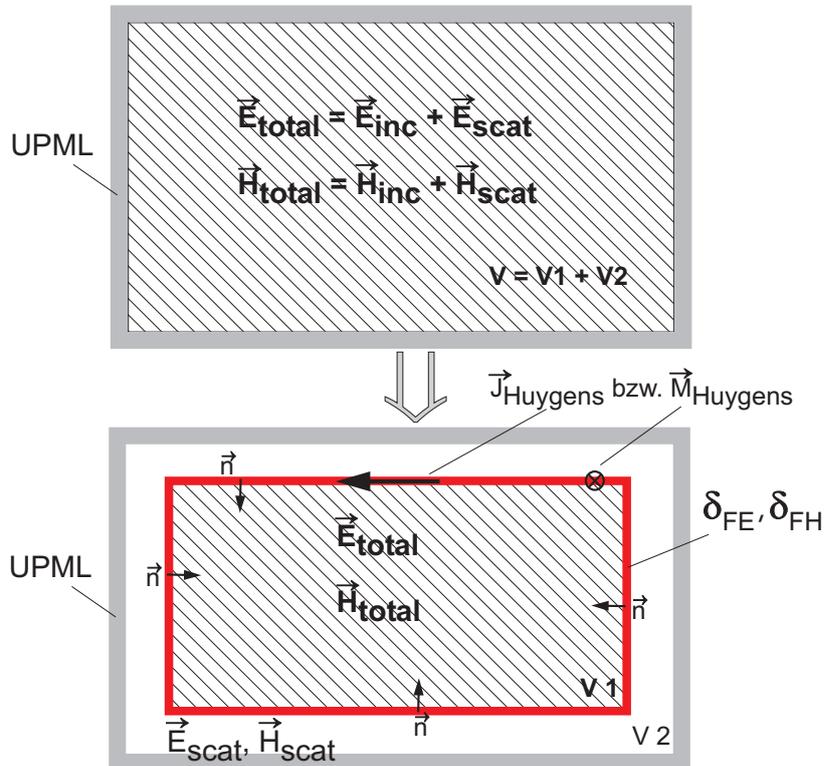


Abbildung 2.6: Unterteilung des Lösungsvolumens in V_1 und V_2 durch Anwendung des Huygens'schen Prinzips

Die tangentialen Feldstärkekomponenten auf der Grenzfläche zwischen V_1 und V_2 sind dem Gesamtfeld zuzuordnen, so dass in Gleichung 2.12 J_z die eingepprägten magnetischen Felder und in Gleichung 2.13 M_y die eingepprägten elektrischen Felder beschreiben. Beispielsweise wird die E_z - Komponente aus Gleichung 2.12 auf der Fläche δ_{FE_L} wie folgt dargestellt (vgl. Abbildung 2.7):

2.2. Verwendete Berechnungsverfahren zur Ermittlung der elektrischen Feldstärke, der spezifischen Absorptionsrate und der Temperaturverteilung

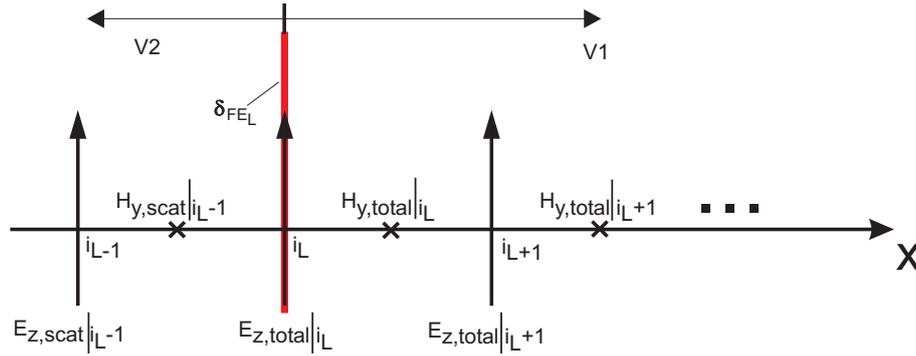


Abbildung 2.7: Das 2D - Schema zeigt die Zuordnung der Feldkomponenten für das Streufeld und das Gesamtfeld an der linken Grenzfläche zwischen V_1 und V_2 .

$$E_{z,total}|_{i_L,j,k}^n = C_1|_{i_L,j,k} E_{z,total}|_{i_L,j,k}^{n-1} + C_2|_{i_L,j,k} \cdot \left(\frac{H_{y,total}|_{i_L,j,k}^{n-\frac{1}{2}} - H_{y,scat}|_{i_{L-1},j,k}^{n-\frac{1}{2}}}{\frac{\Delta x_{i_L} - \Delta x_{i_{L-1}}}{2}} - \frac{H_{x,total}|_{i_L,j,k}^{n-\frac{1}{2}} - H_{x,total}|_{i_{L,j-1},k}^{n-\frac{1}{2}}}{\frac{\Delta y_j - \Delta y_{j-1}}{2}} - J_z|_{i_L,j,k}^{n-\frac{1}{2}} \right) \quad (2.21)$$

mit

$$J_z|_{i_L,j,k}^{n-\frac{1}{2}} = \frac{H_{y,inc}|_{i_L,j,k}^{n-\frac{1}{2}}}{\frac{\Delta x_{i_L} - \Delta x_{i_{L-1}}}{2}}. \quad (2.22)$$

Aufgrund des mit dem Yee - Gitter diskretisierten Lösungsvolumens sind die Huygensflächen δ_{FE} für $\vec{J}_{Huygens}$ und δ_{FH} für $\vec{M}_{Huygens}$ um eine halbe Diskretisierungsweite in die jeweilige Raumrichtung versetzt. Durch analoge Betrachtungen erhält man für die dem Gitterpunkt $(i_L - 1, j, k)$ zugeordnete magnetische Feldstärke (vgl. Abbildung 2.7)

$$H_{y,scat}|_{i_{L-1},j,k}^{n+\frac{1}{2}} = H_{y,scat}|_{i_{L-1},j,k}^{n-\frac{1}{2}} + C_3|_{i_{L-1},j,k} \cdot \left(\frac{E_{z,scat}|_{i_{L-1},j,k}^n - E_{z,total}|_{i_L,j,k}^n}{\frac{\Delta x_{i_{L-1}} - \Delta x_{i_{L-2}}}{2}} - \frac{E_{x,scat}|_{i_{L-1},j,k}^n - E_{x,scat}|_{i_{L-1},j,k+1}^n}{\frac{\Delta z_k - \Delta z_{k-1}}{2}} - M_y|_{i_{L-1},j,k}^n \right) \quad (2.23)$$

mit

$$M_y|_{i_{L-1},j,k}^n = \frac{-E_{z,inc}|_{i_{L-1},j,k}^n}{\frac{\Delta x_{i_{L-1}} - \Delta x_{i_{L-2}}}{2}}. \quad (2.24)$$

2.2.2 Modifikation des FDTD - Verfahrens durch Einführung von Untergittern

Das FDTD - Verfahren, basierend auf dem Yee - Gitter, benötigt viele Rechnerressourcen (Arbeitsspeicher und CPU - Leistung), so dass es zur Berechnung hochauflöster Objekte in

großen Lösungsvolumina oft nicht eingesetzt werden kann. Durch das Einfügen von Untergittern kann das Verfahren modifiziert und optimiert werden. Die Idee der Untergitter besteht darin, ein Untervolumen, in dem sich stark inhomogene Körper befinden können, feiner zu diskretisieren als das übrige Lösungsvolumen. Dadurch kann die Anzahl der Gitterpunkte gegenüber einer durchgängigen feinen Diskretisierung deutlich reduziert und somit viel Arbeitsspeicher und Rechenzeit eingespart werden. Das hier verwendete Untergitter [54, 55] hat eine Skalierung von 1:2 und ist räumlich um eine viertel Diskretisierungsweite des Hauptgitters in jede Richtung verschoben. Abbildung 2.8 zeigt eine dreidimensionale schematische Darstellung des ins Lösungsvolumen eingebetteten Untergitters. Die Diskretisierungsweiten in x -, y - und z - Richtung im Untergitter sind durch

$$\Delta x_{i_s} = x_{i_s+1} - x_{i_s} \text{ mit } i_s = 1 \dots nx_s - 1, \quad (2.25)$$

$$\Delta y_{j_s} = y_{j_s+1} - y_{j_s} \text{ mit } j_s = 1 \dots ny_s - 1, \quad (2.26)$$

$$\Delta z_{k_s} = z_{k_s+1} - z_{k_s} \text{ mit } k_s = 1 \dots nz_s - 1 \quad (2.27)$$

gegeben, wobei nx_s , ny_s und nz_s die Anzahl der Gitterpunkte in x -, y - und z - Richtung im Untergitter und x_{i_s} , y_{j_s} und z_{k_s} die absoluten Koordinaten der Gitterpunkte (i_s, j_s, k_s) im Untergitter sind.

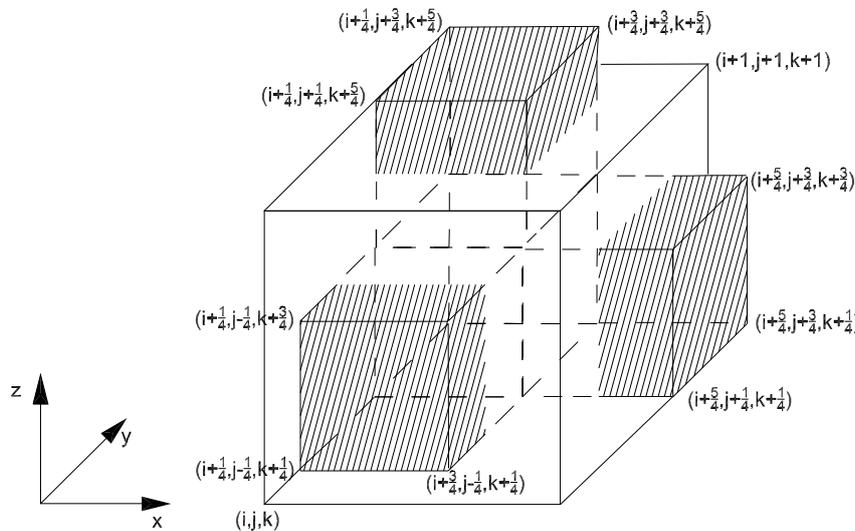


Abbildung 2.8: Schematische 3D - Darstellung des räumlich verschobenen Untergitters, eingebettet in das Hauptgitter

Im Folgenden werden die Feldkomponenten auf dem Hauptgitter mit Großbuchstaben und die Feldkomponenten auf dem Untergitter mit Kleinbuchstaben benannt. Als Quellen für das Untergitter dienen die elektrischen Feldstärken im Hauptgitter am Ort des Untergitters, die auf einer das Untervolumen begrenzenden Huygensfläche δ_{FE} angeordnet sind. Die Oberfläche des Untergitters ist gegenüber dem Hauptgitter räumlich verschoben, so dass die tangentialen elektrischen Feldstärken auf der Oberfläche des Untergitters räumlich interpoliert

2.2. Verwendete Berechnungsverfahren zur Ermittlung der elektrischen Feldstärke, der spezifischen Absorptionsrate und der Temperaturverteilung

werden müssen. In Abbildung 2.9 ist das zweidimensionale Schema der räumlichen, linearen Interpolation für die Feldkomponenten $e_{y;1,2}$ und $e_{y;6,3}$ auf der Begrenzung des Untergitters beispielhaft dargestellt.

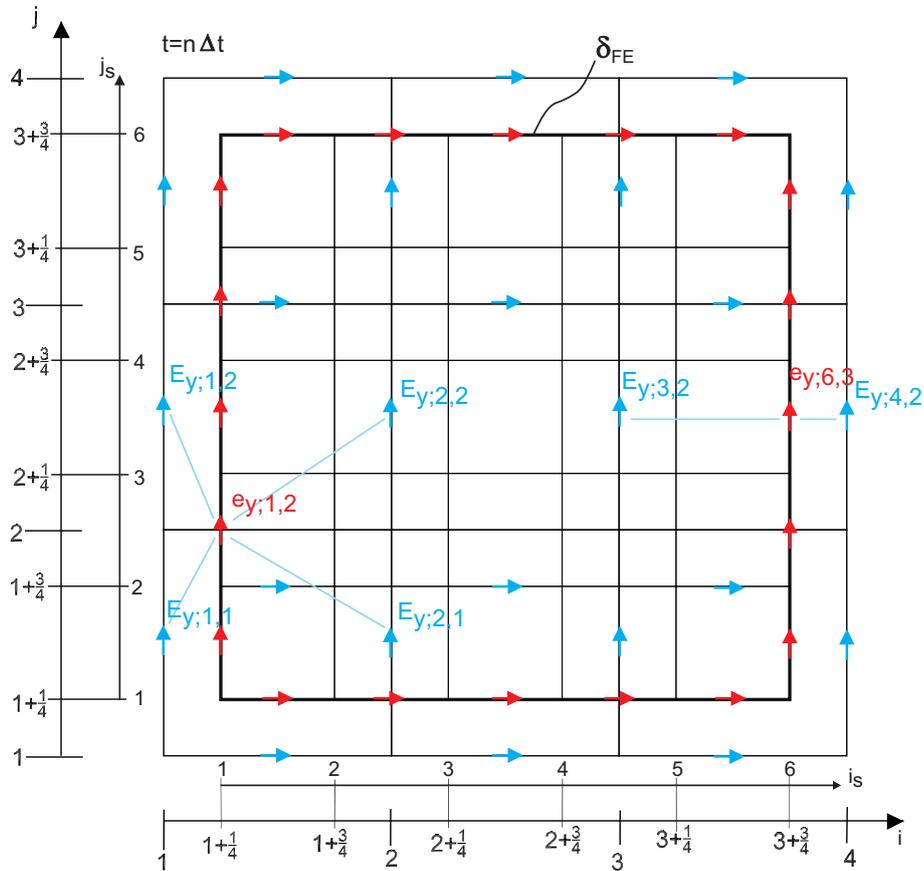


Abbildung 2.9: 2D - Darstellung eines Untergitters, bestehend aus 5×5 Voxeln; die einem Voxel (i_s, j_s) zugeordnete tangentielle elektrische Feldstärke auf der Huygensfläche des Untergitters wird aus den räumlich nächsten tangentialen elektrischen Feldstärkekomponenten des Hauptgitters interpoliert.

Die tangentialen elektrischen Feldkomponenten auf der Oberfläche des Untergitters werden aus den räumlich nächsten Feldkomponenten im Hauptgitter interpoliert. Die zwei in Abbildung 2.9 dargestellten Feldkomponenten auf dem Untergitter berechnen sich beispielsweise zu:

$$e_{y|1,2}^{n\Delta t} = g_{1,1}E_{y|1,1}^{n\Delta t} + g_{1,2}E_{y|1,2}^{n\Delta t} + g_{2,1}E_{y|2,1}^{n\Delta t} + g_{2,2}E_{y|2,2}^{n\Delta t} \quad (2.28)$$

$$e_{y|6,3}^{n\Delta t} = g_{3,2}E_{y|3,2}^{n\Delta t} + g_{4,2}E_{y|4,2}^{n\Delta t} \quad (2.29)$$

mit den Gewichtsfunktionen $g(\Delta x_i, \Delta y_j)$, die von der Diskretisierungsweite des Hauptgitters abhängen. Die weiteren Feldkomponenten erhält man durch Anwendung des Yee - Schemas auf das Untergitter, sowie durch Interpolation und Extrapolation der Feldkomponenten nach folgendem zeitlichen Schema (siehe auch Abbildung 2.10):

1. Zeitpunkt $t = n\Delta t$: E_x und E_y sowie e_x und e_y

2. Zeitpunkt $t = (n + \frac{1}{4}) \Delta t$: h_x und h_y
3. Zeitpunkt $t = (n + \frac{1}{2}) \Delta t$: H_x und H_y sowie e_x und e_y
4. Zeitpunkt $t = (n + \frac{3}{4}) \Delta t$: h_x und h_y

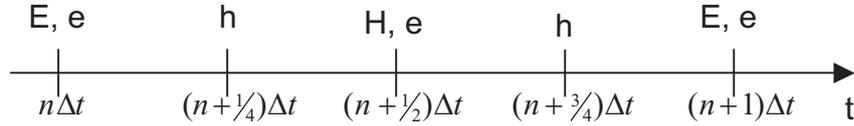


Abbildung 2.10: Zeitliche Anordnung der Feldkomponenten für den FDTD - Algorithmus mit Untergitter

Während eines Schleifendurchlaufs, in dem die Feldkomponenten auf dem Hauptgitter berechnet werden, sind bei einer Skalierung von 1:2 zwei Schleifendurchläufe im Untergitter notwendig, damit das Courant - Kriterium weiterhin erfüllt wird und der Algorithmus stabil bleibt.

Die Rückkopplung vom Untergitter auf das Hauptgitter wird über die tangentialen magnetischen Feldstärken durchgeführt, die über Huygensflächen δ_{FH} ein magnetisches Feld in das Hauptgitter einprägen. Dazu werden die tangentialen magnetischen Feldstärken der Zeitpunkte $t = n\Delta t + \frac{1}{4}$ und $t = n\Delta t + \frac{3}{4}$ erst zeitlich auf $t = n\Delta t + \frac{1}{2}$ interpoliert und anschließend räumlich auf das Hauptgitter extrapoliert. Abbildung 2.11 zeigt beispielhaft die räumliche Extrapolation zum Zeitpunkt $t = (n + 1/2) \Delta t$ für die magnetischen Feldkomponenten $H_x|_{2,1}^{(n+1/2)\Delta t}$ und $H_y|_{1,3}^{(n+1/2)\Delta t}$ mit

$$H_x|_{2,1}^{(n+1/2)\Delta t} = \frac{1}{2} \left(\frac{h_x|_{2,1}^{(n+1/4)\Delta t} + h_x|_{2,1}^{(n+3/4)\Delta t}}{2} + \frac{h_x|_{3,1}^{(n+1/4)\Delta t} + h_x|_{3,1}^{(n+3/4)\Delta t}}{2} \right), \quad (2.30)$$

$$H_y|_{1,3}^{(n+1/2)\Delta t} = \frac{1}{2} \left(\frac{h_y|_{1,4}^{(n+1/4)\Delta t} + h_y|_{1,4}^{(n+3/4)\Delta t}}{2} + \frac{h_x|_{1,5}^{(n+1/4)\Delta t} + h_x|_{1,5}^{(n+3/4)\Delta t}}{2} \right). \quad (2.31)$$

2.2. Verwendete Berechnungsverfahren zur Ermittlung der elektrischen Feldstärke, der spezifischen Absorptionsrate und der Temperaturverteilung

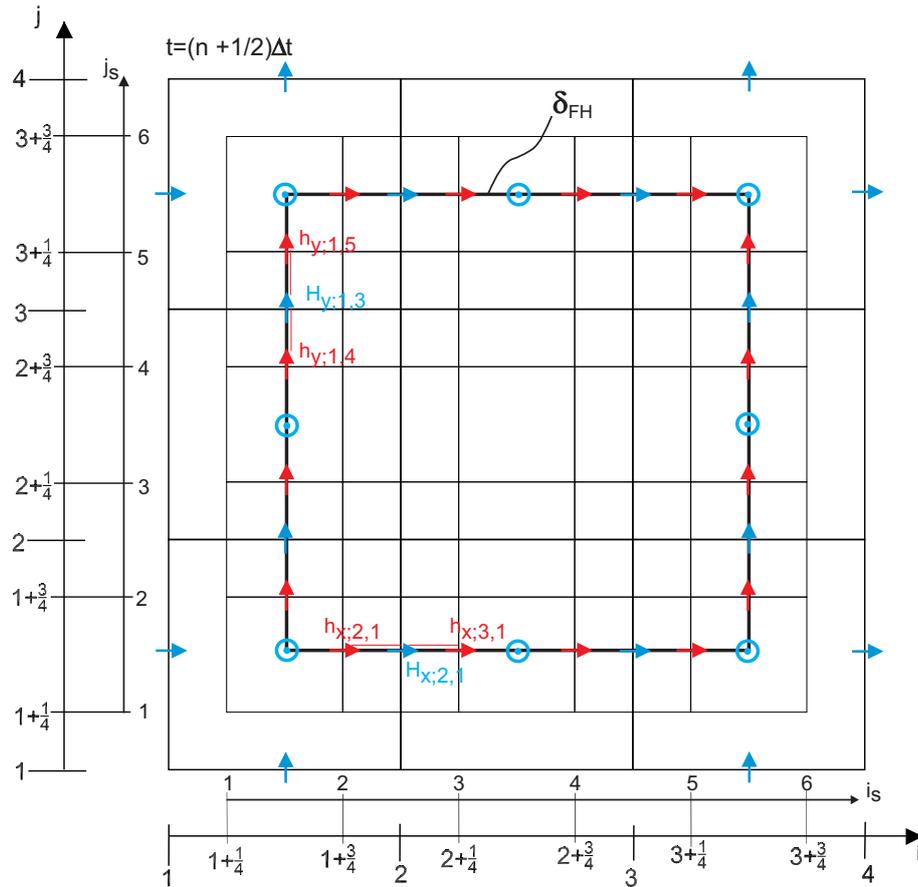


Abbildung 2.11: 2D - Darstellung eines Untergitters, bestehend aus 5×5 Voxeln; die einem Voxel (i, j) im Hauptgitter zugeordnete tangentiale magnetische Feldstärke auf der Huygensfläche wird aus den räumlich nächsten tangentialen magnetischen Feldstärkekomponenten des Untergitters extrapoliert.

Die Untergitter können ineinander geschachtelt werden, so dass eine größere Skalierung erreicht werden kann. Ebenso können mehrere Untergitter parallel in ein Lösungsgebiet implementiert werden. Dieses Verfahren kann analog im Dreidimensionalen angewendet werden.

Abbildung 2.12 zeigt das Modell eines verlustbehafteten Würfels mit 3 cm Kantenlänge im freien Raum, auf den eine sich in x - Richtung ausbreitende homogene ebene Welle bei $f = 1966 \text{ MHz}$ einfällt. Die HEW ist in z - Richtung linear polarisiert und die elektrische Feldstärke hat eine Amplitude von $10 \frac{\text{V}}{\text{m}}$. Anhand dieser Anordnung wurden Vergleichsrechnungen zwischen dem am Lehrstuhl entwickelten FDTD - Programm mit 1 mm Auflösung und 0,5 mm Auflösung [56], der Programmversion mit implementierten Untergittern (Auflösung im Untergitter: 0,5 mm) und dem als Referenz dienenden Programm „Microwave Studio“ von CST [57] durchgeführt. In Abbildung 2.13 ist der Betrag des elektrischen Feldstärkeverlaufs in Ausbreitungsrichtung bei $\frac{z}{2}$ und $\frac{y}{2}$ mittig durch den Würfel dargestellt. Die geringen Abweichungen lassen sich durch die räumliche Verschiebung der Schnittebenen des Untergitters sowie durch die unterschiedlichen Auflösungen erklären.

2.2. Verwendete Berechnungsverfahren zur Ermittlung der elektrischen Feldstärke, der spezifischen Absorptionsrate und der Temperaturverteilung

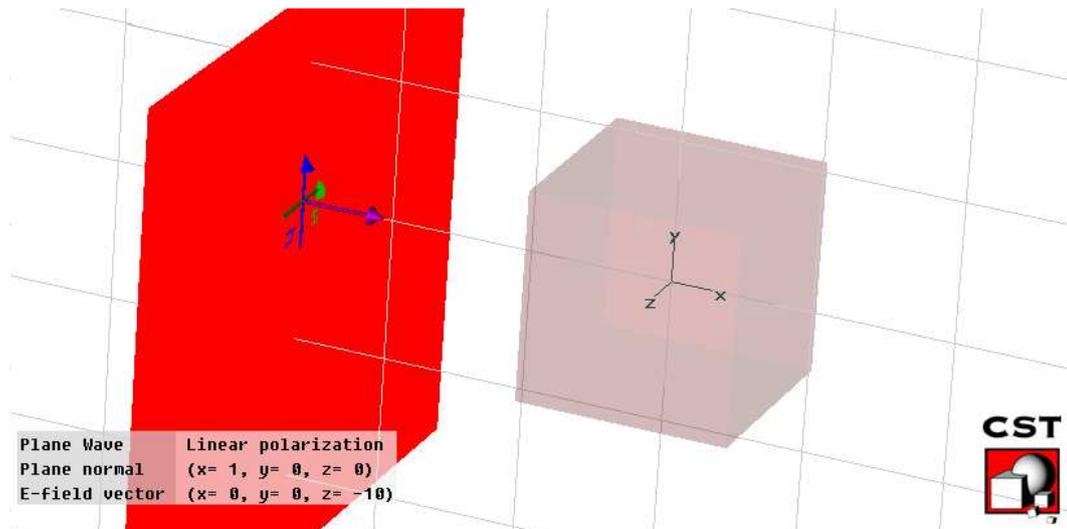


Abbildung 2.12: Anordnung für numerische Vergleichsrechnungen; eine linear polarisierte HEW fällt auf einen verlustbehafteten Würfel im freien Raum ein.

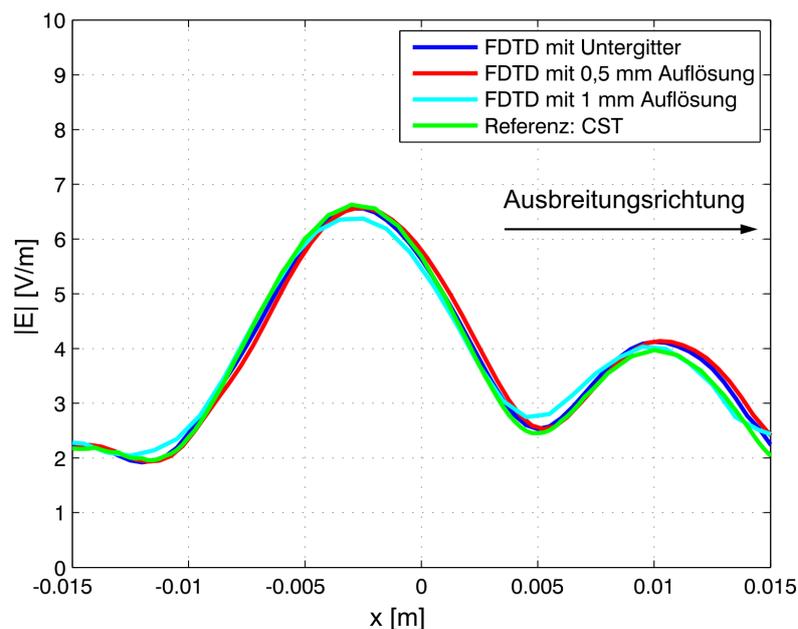


Abbildung 2.13: $|\vec{E}|$ bei $f = 1966 \text{ MHz}$ aufgetragen über die Ausbreitungsrichtung der HEW (Anordnung; siehe Abbildung 2.12)

2.2.3 Charakterisierung und Ermittlung der spezifischen Absorptionsrate (SAR)

In den Abschnitten 2.2.1 und 2.2.2 wurde die Berechnung der elektromagnetischen Felder in einer inhomogenen Materialverteilung vorgestellt, auf deren Basis die im Gewebe absorbierte Leistung berechnet werden kann.

Zur Bewertung der Exposition von Tieren in hochfrequenten elektromagnetischen Feldern existieren keine Grenzwerte für die elektromagnetischen Feldgrößen bzw. die vom Körper absorbierte Strahlungsleistung. Daher werden häufig für die Einstellung der Expositionsfeldstärke in Versuchsanlagen die in der Bundesrepublik Deutschland geltenden allgemeinen Grenzwerte für die Allgemeinbevölkerung verwendet. Diese stützen sich auf die Empfehlungen der Internationalen Kommission für den Schutz vor nicht ionisierender Strahlung (ICNIRP) aus dem Jahre 1998 [58] und sind bei nicht beruflicher Exposition in der 26. Bundes - Immissionsschutz - Verordnung von 1996 (BImSchV) [59] und den dazugehörigen Regeln [60] gesetzlich festgelegt.

Die Festlegung der aktuell geltenden Grenzwert für Menschen im Frequenzbereich des Mobilfunks basiert auf der physikalischen Erkenntnis, dass elektromagnetische Felder, die in den Körper eindringen, vom biologischen Gewebe absorbiert werden und dieses erwärmen. In gewissen Grenzen kann eine solche von außen verursachte Körpererwärmung von körpereigenen Regelungsmechanismen (Wärmestrahlung, Wärmeleitung, Wärmekonvektion) ausgeglichen werden. In allen fundierten wissenschaftlichen Arbeiten werden thermische Effekte erst bei einer Kern - Temperaturerhöhung von deutlich größer $1^\circ C$ aufgezeigt, so dass bei gesunden Erwachsenen eine Temperaturerhöhung von etwa ein Grad als allgemein unbedenklich gilt.

Die Thermoregulationsmechanismen, wie beispielsweise die Durchblutung des Gewebes, metabolische Prozesse sowie Evaporation und Muskelkontraktion (Schwitzen und Zittern) sind sehr komplex und hängen unter anderem vom Umfeld des einzelnen Individuums und dessen Gesundheitszustand ab. Es ist in der Praxis nicht möglich, alle diese Einflüsse zu berücksichtigen, so dass für die aktuell geltenden Grenzwerte nicht die Temperaturerhöhung in biologischem Gewebe, sondern die spezifische Absorptionsrate (SAR) verwendet wird. Der SAR - Wert entspricht der pro Zeiteinheit absorbierten HF - Energie in einem homogenen Volumenelement, bezogen auf dessen Masse, und gibt an, wie viel Leistung in einem Gewebeelement mit der Dichte ρ in Wärme umgesetzt wird:

$$\Delta SAR(\vec{r}) = \frac{\partial}{\partial t} \frac{\Delta W_{V,hf}(\vec{r}, t)}{\Delta m(\vec{r})} = \frac{\Delta P_V(\vec{r})}{\rho(\vec{r})\Delta V(\vec{r})}. \quad (2.32)$$

$\Delta W_{V,hf}$ [Ws] entspricht der absorbierten HF - Energie in einem Volumenelement ΔV [m^3] mit der Masse Δm [kg], und ΔP_V [W] ist die Verlustleistung pro Volumenelement, dem die Dichte ρ [$\frac{kg}{m^3}$] und die Masse Δm zugeordnet sind. Die SAR beschreibt also den Wärmeeintrag in Gewebe, welcher durch elektromagnetische HF - Felder hervorgerufen wird. Für die Berechnung der SAR in biologischem Gewebe wird der Zusammenhang zwischen der Verlustleistung und der elektrischen Feldstärke in einer linearen, isotropen und mit dielektrischen Verlusten behafteten Gewebeverteilung verwendet. Im Allgemeinen besteht biologisches Gewebe aus dispersiven Materialien, so dass die resultierende Verlustleistung ebenfalls frequenzabhängig ist. Die Verlustleistung in einem Volumen berechnet sich zu

$$P_V(f) = \frac{1}{2} \iiint_V \kappa(\vec{r}, f) \left| \vec{E}(\vec{r}, f) \right|^2 dV, \quad (2.33)$$

mit der elektrischen Leitfähigkeit $\kappa(\vec{r}, f) = \omega \varepsilon_0 \varepsilon_r''(\vec{r}, f)$ und dem Phasor der elektrischen Feldstärke $\vec{E}(\vec{r}, f)$. Aus Gleichung 2.33 geht hervor, dass sowohl die elektrische Leitfähigkeit als auch die elektrische Feldstärke vom Ort und von der Frequenz abhängen.

Aufgrund der stark inhomogenen Materialverteilung in biologischem Gewebe müssen geeig-

nete numerische Rechenverfahren angewendet werden, um diese zu ermitteln. Unter Verwendung des in Abschnitt 2.2.1 eingeführten FDTD - Verfahrens zur Berechnung der elektrischen Feldstärkeverteilung gilt für die in einem Volumenelement absorbierte Leistung

$$\Delta P_V(\vec{r}, f) = \frac{1}{2} \iiint_{\Delta V(\vec{r})} \kappa(\vec{r}, f) \left| \vec{E}(\vec{r}, f) \right|^2 dV(\vec{r}). \quad (2.34)$$

Die gesamte im biologischen Gewebe absorbierte Leistung berechnet sich zu

$$P_V(f) = \sum_i \Delta P_{V,i}(\vec{r}, f) = \frac{1}{2} \sum_i \iiint_{\Delta V_i(\vec{r})} \kappa(\vec{r}, f) \left| \vec{E}(\vec{r}, f) \right|^2 dV_i(\vec{r}), \quad (2.35)$$

und somit gilt für die spezifische Absorptionsrate in einem Volumen V

$$SAR(f) = \frac{1}{2V} \sum_i \iiint_{\Delta V_i(\vec{r})} \frac{\kappa(\vec{r}, f)}{\rho(\vec{r})} \left| \vec{E}(\vec{r}, f) \right|^2 dV_i(\vec{r}). \quad (2.36)$$

In der in Kapitel 5 betrachteten Studie wird die Exposition mit einem UMTS - Signal bei einer Mittenfrequenz von 1966 MHz durchgeführt. Das Signal hat eine Bandbreite von 5 MHz, so dass es zulässig ist, die numerischen Berechnungen mit der Mittenfrequenz durchzuführen. Die Frequenzabhängigkeit der Materialparameter kann im betrachteten Frequenzbereich vernachlässigt werden. Die Ganzkörper - SAR eines verlustbehafteten Objekts wird gemäß Gleichung 2.37 berechnet:

$$SAR = \frac{1}{2V} \sum_i \iiint_{\Delta V_i(\vec{r})} \frac{\kappa(\vec{r})}{\rho(\vec{r})} \left| \vec{E}(\vec{r}) \right|^2 dV_i(\vec{r}). \quad (2.37)$$

2.2.3.1 Ermittlung der Teilkörper - SAR ähnlich dem Wortlaut des IEEE - Standards

Um ein Maß für die lokale Leistungsabsorption zu erhalten, wird zusätzlich zur Ganzkörper - SAR oftmals die Teilkörper - SAR berechnet. In den aktuellen IEEE - Standards C95.1 und C95.3 [61, 62], die vom „Institute of Electrical and Electronics Engineers“ (IEEE) herausgegeben wurden, ist der Grenzwert für die Teilkörper - SAR über eine Gewebemasse von $10 \text{ g} \pm 5 \%$ beim Menschen definiert. Die betrachtete Gewebemasse muss zusammenhängend sein, und das betrachtete Gewebevolumen, im Folgenden als Mittelungsvolumen bezeichnet, muss die Form eines Würfels haben. Die praktische Vorgehensweise zur Ermittlung der Teilkörper - SAR ist in der aktuell im Entwurf vorliegenden und vielerorts bereits verwendeten Richtlinie IEEE P1528.1 / D1.0 vorgegeben [63]. Ein vereinfachtes Flussdiagramm des in dieser Arbeit u. a. verwendeten Algorithmus, um die Teilkörper - SAR über beispielsweise 10 g , ausgehend von einem Voxel (i, j, k), zu erhalten, ist in Abbildung 2.14 dargestellt.

2.2. Verwendete Berechnungsverfahren zur Ermittlung der elektrischen Feldstärke, der spezifischen Absorptionsrate und der Temperaturverteilung

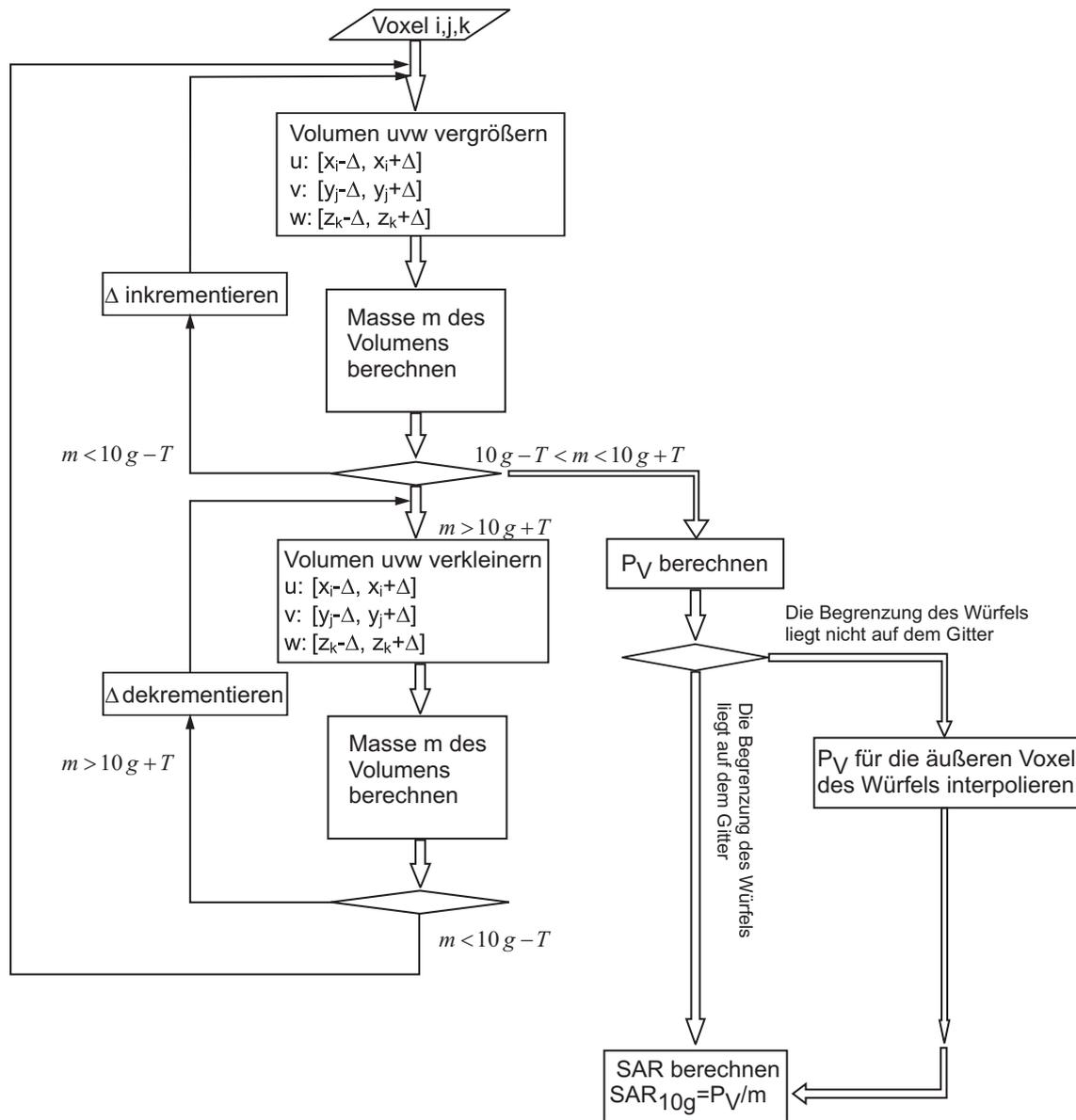


Abbildung 2.14: Vereinfachtes Flussdiagramm des Algorithmus zur Berechnung der Teilkörper - SAR, ähnlich der im Entwurf vorliegenden Richtlinie IEEE P1528.1 / D1.0, ausgehend von einem Voxel (i, j, k)

Ausgehend von dem mittleren Voxel (i, j, k) eines Würfels wird das betrachtete Mittelungsvolumen schrittweise vergrößert bzw. gegebenenfalls wieder verkleinert, bis eine Gewebemasse von $10g - T$ oder $10g + T$ vorliegt. T gibt eine vorgegebene Toleranz an. Diese muss auf die Wahl von Δ abgestimmt sein, damit der Algorithmus ein Ergebnis liefert. Die Kantenlängen des Mittelungsvolumens in x -, y - und z - Richtung sind immer gleich, so dass die Form eines Würfels gewahrt bleibt. Die äußeren Begrenzungen des Würfels fallen nicht notwendigerweise mit dem aufgespannten, dreidimensionalen Yee - Gitter zusammen, so dass die äußeren Voxel des Würfels nur teilweise mit Material gefüllt sein können. Für diese äußeren Voxel muss der P_V - Wert, entsprechend des anteilig zum Mittelungsvolumen gehörenden Bereichs, interpoliert werden. Die Teilkörper - SAR wird anschließend gemäß Gleichung 2.37 berechnet, wobei nur das Volumen des 10 g Würfels betrachtet wird.

Dieser Algorithmus muss für alle Voxel durchgeführt werden und ist entsprechend langsam, da bei der Verwendung einer inhomogenen Materialverteilung und / oder einer inhomogenen Diskretisierung vor der eigentlichen SAR - Berechnung die genaue Kantenlänge eines jeden Würfels mit einer Masse von 10 g für jedes Voxel bestimmt werden muss. Unter der Annahme, dass überwiegend hohe P_V - Werte zum maximalen Teilkörper - SAR in einem Gewebevolumen beitragen, kann die Anzahl der als Ausgangswerte in Betracht kommenden Voxel reduziert werden, was den Algorithmus beschleunigt.

Der hier dargestellte und angewendete Algorithmus entspricht in wesentlichen Teilen dem Wortlaut des IEEE - Entwurfs. Die Bildung des Mittelungsvolumens nahe der Oberfläche des Tiermodells wird nach dem Entwurf des IEEE - Standards anders ausgeführt als im hier verwendeten Algorithmus. Nach dem IEEE - Entwurf wird für Voxel nahe der Oberfläche des Modells der Bezugspunkt für das würfelförmige Mittelungsvolumen verschoben, falls bei dem betrachteten Mittelungsvolumen eine Seite der Oberfläche komplett aus Luft besteht. Dadurch können sich an der Oberfläche der Modelle die mit dem verwendeten Berechnungsalgorithmus erzielten Ergebnisse für die Teilkörper - SAR von denen, die entsprechend dem Wortlaut des im Entwurfs IEEE P1528.1 / D1.0 beschriebenen Algorithmus berechnet werden, geringfügig unterscheiden. Dieses ist jedoch für die in dieser Arbeit präsentierten Schlussfolgerungen unerheblich. Die exakte Vorgehensweise zur Berechnung der Teilkörper - SAR nach dem Entwurf IEEE P1528.1 / D1.0 kann [63] entnommen werden.

2.2.3.2 Ermittlung der Teilkörper - SAR nach der aktuellen ICNIRP - Richtlinie

Nach der aktuellen Richtlinien der „International Commission on Non - Ionizing Radiation Protection“ (ICNIRP) [58] ist der Grenzwert für die Teilkörper - SAR über eine zusammenhängende Gewebemasse von 10 g beim Menschen definiert, welche im Folgenden als Mittelungsvolumen bezeichnet wird. Vielerorts wird ebenso, wie in der IEEE - Richtlinie vorgeschrieben, ein würfelförmiges Mittelungsvolumen verwendet. Allerdings ist nach der ICNIRP - Richtlinie ein beliebig geformtes Mittelungsvolumen zulässig. Ein vereinfachtes Flussdiagramm des hier verwendeten Algorithmus, um die Teilkörper - SAR eines beliebig geformten Mittelungsvolumens mit einer Masse von 10 g, ausgehend von einem Voxel (i, j, k) , zu bestimmen, ist in Abbildung 2.15 dargestellt.

2.2. Verwendete Berechnungsverfahren zur Ermittlung der elektrischen Feldstärke, der spezifischen Absorptionsrate und der Temperaturverteilung

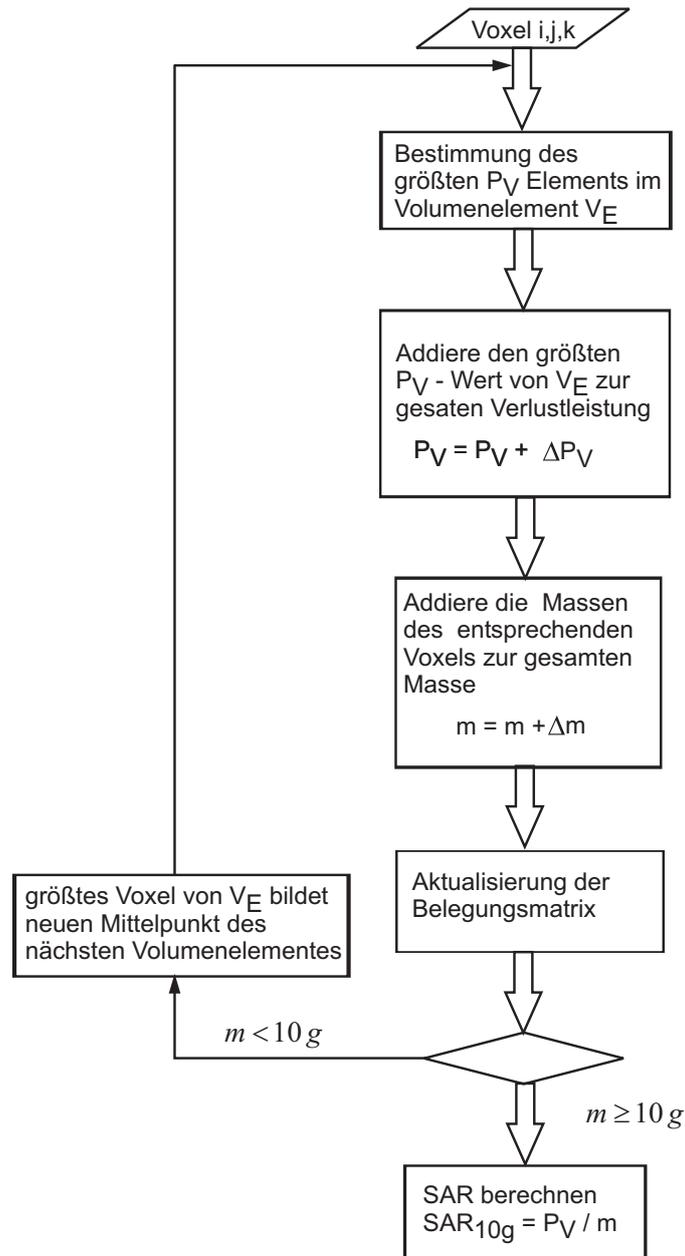


Abbildung 2.15: Vereinfachtes Flussdiagramm des Algorithmus zur Berechnung der Teilkörper - SAR nach ICNIRP, ausgehend von einem Voxel (i, j, k)

Ausgehend von einem mittleren Voxel (i, j, k) wird das betrachtete Lösungsvolumen mit einem Volumenelement V_E , bestehend aus $3 \times 3 \times 3$ Voxeln ($[i - 1, i + 1]$, $[j - 1, j + 1]$, $[k - 1, k + 1]$), „abgetastet“. Innerhalb dieses Volumenelementes wird das Voxel mit dem größten ΔP_V - Wert gesucht. Dieses liefert einen Beitrag zur Verlustleistung und wird als neuer Mittelpunkt des Volumenelementes V_E für die nächste Abtastung verwendet. Nach jeder Abtastung werden die Massen und die Verlustleistungen der verwendeten Voxel summiert. Diese Abtastung wird so lange ausgeführt, bis eine Gewebemasse von $m \geq 10 \text{ g}$ erreicht worden ist. Alle verwendeten Voxel werden in einer Belegungsmatrix gespeichert, so dass die doppelte Verwendung von Voxeln ausgeschlossen werden kann. Sollten innerhalb eines Volumenelementes V_E alle Voxel verwendet worden sein, wird auf eine Tabelle zurückgegriffen,

in welcher die bis dahin nicht verwendeten höchsten ΔP_V - Werte hinterlegt sind, die an das zusammenhängende Mittelungsvolumen angrenzen. Diese bilden dann neue Ausgangspunkte für die Abtastung, so dass ein zusammenhängendes Mittelungsvolumen garantiert werden kann. Der Algorithmus ist ebenfalls langsam, da dieser theoretisch ausgehend von jedem Voxel (i, j, k) ausgeführt werden müsste. Unter der Annahme, dass überwiegend hohe ΔP_V - Werte zum maximalen Teilkörper - SAR in einem Gewebe beitragen, kann auch bei diesem Algorithmus die Anzahl der als Ausgangspunkte betrachteten Voxel reduziert werden. Der Algorithmus kann weiter beschleunigt werden, indem mehrere ΔP_V - Werte eines Volumenelementes V_E (max. 27) einen Beitrag zu der gesamten Verlustleistung liefern. Als neuer Mittelpunkt des Volumenelementes V_E wird dann für die nächste Abtastung der größte ΔP_V - Wert von V_E verwendet; der aktuelle Mittelpunkt ist ausgeschlossen. Diese Vorgehensweise kann insbesondere bei homogenen SAR - Verteilungen angewendet werden.

2.2.4 Vorgehensweise zur Berechnung der Temperaturverteilung

2.2.4.1 Grundlegende Mechanismen der Wärmeübertragung

Viele Organisationen haben in Expositionsrichtlinien Grenz - und Richtwerte für die Ganzkörper - und Teilkörper - SAR herausgebracht. Ziel der Grenzwerte ist es, gesundheitliche Schädigungen zu vermeiden, die durch eine Kern - Körpertemperaturerhöhung oder eine lokale Temperaturerhöhung infolge absorbierter externer Strahlungsenergie verursacht werden könnten. Grenzwerte für eine maximal zulässige Temperaturerhöhung wurden in diesem Zusammenhang nicht festgelegt.

Zu den grundlegenden Mechanismen der Wärmeübertragung in makroskopischen Objekten gehören die Wärmeleitfähigkeit, d. h. die Diffusion thermischer Energie infolge eines Temperaturunterschiedes durch direkten Kontakt mit anderen Objekten, was üblicherweise der dominante Vorgang bei der Wärmeübertragung ist, die Wärmeabstrahlung, d. h. die Emission von thermischer Energie in Form von elektromagnetischen Wellen und die Konvektion, d. h. Wärmeabgabe durch die Umströmung eines Objekts mit einem Wärmetransportmedium [64]. Die Konvektion ist immer mit dem Transport von Teilchen verbunden, während Wärmeabstrahlung nie mit dem Transport von Teilchen verbunden und auch im Vakuum möglich ist.

Das Gesetz von Fourier (Gleichung 2.38) gibt die Relation der zeitlichen Abhängigkeit der Temperatur T in Abhängigkeit des Ortes an, mit der Dichte ρ $\left[\frac{kg}{m^3}\right]$, der spezifischen Wärmekapazität c $\left[\frac{J}{kg^\circ C}\right]$ und der Wärmeleitfähigkeit k $\left[\frac{W}{m^\circ C}\right]$:

$$\rho(\vec{r}) c(\vec{r}) \frac{\partial T(\vec{r}, t)}{\partial t} = k(\vec{r}) \nabla T(\vec{r}, t), \quad (2.38)$$

$$\frac{\partial T(\vec{r}, t)}{\partial t} = \frac{k(\vec{r})}{\rho(\vec{r}) c(\vec{r})} \left(\frac{\partial^2}{\partial x^2} T(\vec{r}, t) + \frac{\partial^2}{\partial y^2} T(\vec{r}, t) + \frac{\partial^2}{\partial z^2} T(\vec{r}, t) \right). \quad (2.39)$$

Innerhalb eines Volumenelements $\Delta V(\vec{r})$ werden die Materialparameter als konstant betrachtet.

Durch externe HF - Energieeinstrahlung auf ein mit Verlusten behaftetes Objekt kommt es in diesem zu einer aktiven Wärmeerzeugung. Ein Beispiel dafür ist das Garen von Lebensmitteln in der Mikrowelle. Die absorbierte HF - Leistung wird als elektromagnetische

Verlustleistung P_V im verlustbehafteten Volumen in Wärme umgesetzt. Diese umgewandelte Energie wird beim Berechnen des Wärmetransports durch eine interne Wärmequelle mit der Wärmegenerationsrate Q_{EM} $\left[\frac{W}{m^3}\right]$ berücksichtigt (Gleichung 2.40). Die Wärmegenerationsrate $Q_{EM}(\vec{r})$ entspricht der Verlustleistungsdichte in einem Volumenelement $\Delta V(\vec{r})$ (vgl. Gleichung 2.41) und kann explizit aus den zuvor berechneten SAR - Werten ermittelt werden:

$$\frac{\partial T(\vec{r}, t)}{\partial t} = \frac{k(\vec{r})}{\rho(\vec{r})c(\vec{r})} \left(\frac{\partial^2 T(\vec{r}, t)}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T(\vec{r}, t)}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 T(\vec{r}, t)}{\partial z^2} \right) + \frac{1}{\rho(\vec{r})c(\vec{r})} Q_{EM}(\vec{r}), \quad (2.40)$$

mit

$$Q_{EM}(\vec{r}) = \frac{\Delta P_V(\vec{r})}{\Delta V(\vec{r})} = \rho(\vec{r}) \Delta SAR(\vec{r}). \quad (2.41)$$

2.2.4.2 Mechanismen der Wärmeübertragung in Nagetieren

Neben den grundlegenden Mechanismen der Wärmeübertragung sind bei endothermen Lebewesen Thermoregulationsmechanismen für die Temperaturverteilung im Körper entscheidend. Die Thermoregulation ist ein sehr komplexes System, welches versucht, durch autonome oder verhaltensgesteuerte Prozesse die Körpertemperatur trotz variabler Wärmebelastung in engen Grenzen konstant zu halten. In endothermen Lebewesen wird die Temperaturverteilung, neben den grundlegenden Mechanismen der Wärmeübertragung, maßgeblich durch die Blutflussrate, den Metabolismus und die Evaporation bestimmt. Die metabolische Wärmeproduktion findet im Organismus kontinuierlich statt. In unterschiedlichen Körperregionen wird unterschiedlich viel Wärme produziert [12]. Die erzeugte Wärme wird durch die Zirkulation des Blutes im gesamten Körper verteilt und über die Haut an die Umgebung abgegeben. Reicht die vorhandene Wärme nicht aus, kommt es beispielsweise zum Zittern. Ist ein Lebewesen zu hohen Umgebungstemperaturen ausgesetzt, wird Wärme über die bereits erwähnten Mechanismen (Wärmeleitung, Abstrahlung und Konvektion) an die Umwelt abgegeben. Hinzu kommen weitere Mechanismen zur Wärmeabgabe, wie beispielsweise die Gefäßerweiterung, Evaporation und das Ausatmen.

Die Modellierung der Temperaturverteilung in endothermen Lebewesen ist sehr kompliziert aufgrund der komplexen Morphologie, so dass vereinfachende Annahmen notwendig sind. Ein guten Überblick über numerische Modelle zur Bestimmung der thermischen Belastung von Menschen, aufgrund von HF - Strahlung, verfasste Spiegel [65]. Die Modellierung der Gewebedurchblutung und die thermischen Eigenschaften der verschiedenen Gewebetypen zählen dabei zu den bedeutendsten und kritischsten Parametern. Einen Überblick der wichtigsten thermischen Modelle von durchblutetem Gewebe ist in Arkin et al. [66] zu finden.

In den meisten Arbeiten wird die so genannte „bio heat transfer equation“ (BHTE) (Gleichung 2.42) von Pennes [67] verwendet, in der Pennes den Wärmetransport in Gewebe mit nur einer Gleichung beschreibt. Diese Gleichung hat gegenüber anderen Systemen zur Beschreibung thermischer Modelle den Vorteil, dass sie mit nur wenigen Parametern auskommt und in der Praxis gut zu implementieren ist:

$$\begin{aligned}
 \rho(\vec{r}) c(\vec{r}) \frac{\partial T(\vec{r}, t)}{\partial t} &= \nabla k(\vec{r}) \nabla T(\vec{r}, t) & (2.42) \\
 &+ Q_{EM}(\vec{r}) - b(\vec{r}) (T(\vec{r}, t) - T_B) + M_0(\vec{r}), \\
 \rho(\vec{r}) c(\vec{r}) \frac{\partial T(\vec{r}, t)}{\partial t} &= k(\vec{r}) \left(\frac{\partial^2 T(\vec{r}, t)}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T(\vec{r}, t)}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 T(\vec{r}, t)}{\partial z^2} \right) \\
 &+ Q_{EM}(\vec{r}) - b(\vec{r}) (T(\vec{r}, t) - T_B) + M_0(\vec{r}),
 \end{aligned}$$

mit

$$b(\vec{r}) = \omega_B c_B \rho_B \rho(\vec{r}). \quad (2.43)$$

Der Index B bezeichnet Größen, die dem Blut zuzuordnen sind. In der BHTE werden der Metabolismus $M_0 \left[\frac{W}{m^3} \right]$ und die Durchblutung des Gewebes durch zusätzliche Wärmequellen berücksichtigt. Der Parameter $b \left[\frac{J}{sm^3 \circ C} \right]$ ist proportional zur Durchblutung im Gewebe, und $\omega_B \left[\frac{m^3}{s kg} \right]$ ist der Volumenstrom des Blutes durch das Gewebe. Pennes setzt bei der Anwendung der BHTE voraus, dass die Wärmeübertragung zwischen den Blutgefäßen und dem umgebenden Gewebe hauptsächlich durch die Wand der Kapillargefäße erfolgt, wo die Blutgeschwindigkeit sehr gering ist. Daher kann in einer Modellvorstellung angenommen werden, dass es bei der Durchblutung von Gewebe zwischen dem Blut mit der Temperatur T_B und dem Gewebe mit der Temperatur T unmittelbar zum thermischen Gleichgewicht kommt.

Obwohl die BHTE einige Vereinfachungen implementiert und es inzwischen thermische Modelle von einzelnen Gefäßen gibt, liefert die BHTE gute und zuverlässige Ergebnisse. Die thermische Modellierung von Gefäßen im Körper gestaltet sich kompliziert, da oftmals genaue Daten über den Verlauf der Gefäße und die Ausdehnung der Gefäße nicht vorhanden sind. Für die Berechnung des Temperaturanstieges im Kopf eines Mobiltelefonbenutzers wurde in einer Arbeit des medizinischen Zentrums der Universität Utrecht [68] ein DIVA (DIScrete VAsculature) - Modell [69, 70] und im Vergleich dazu die BHTE verwendet. Die Gruppe weist in ihrer Arbeit darauf hin, dass die Verwendung der BHTE im Vergleich mit dem DIVA - Modell nahezu identische Berechnungsergebnisse liefert.

Die Lösung der partiellen Differenzialgleichung (2.42) erfordert die Definition von Randbedingungen zum Startzeitpunkt $t = 0$, sowie weitere Randbedingungen auf den Begrenzungsflächen des Berechnungsvolumens.

Randbedingungen [71]:

- Die Dirichlet - Randbedingung (lineare Randbedingung 1. Art) gibt eine konstante Temperatur auf der Oberfläche des Berechnungsvolumens vor, die üblicherweise der Umgebungstemperatur entspricht.

$$T = T_0 \quad (2.44)$$

- Die lineare Neumann - Randbedingung (lineare Randbedingung 2. Art) beschreibt den Wärmefluss $q \left[\frac{W}{m^2} \right]$ senkrecht zur Oberfläche des Berechnungsvolumens.

$$k \frac{\partial T}{\partial n} = q \quad (2.45)$$

Falls der Temperaturgradient senkrecht zur Oberfläche des Berechnungsvolumens beschrieben wird mit

$$\frac{\partial T}{\partial n} = g \quad (2.46)$$

($g = \text{konstant}$), spricht man von einer konstanten Neumann - Randbedingung.

- Die gemischte Neumann - Randbedingung beschreibt die Konvektion bei der Wärmeübertragung

$$k \frac{\partial T}{\partial n} + hT = hT_0 \quad (2.47)$$

mit dem Konvektionskoeffizienten h $[\frac{W}{m^2 \cdot ^\circ C}]$. Die Randbedingungen 1. Art und 2. Art (Gleichungen 2.44 und 2.45) können aus der gemischten Neumann Randbedingung (Gleichung 2.47) abgeleitet werden.

- Eine weitere, nicht lineare Randbedingung wird für die Beschreibung der Abstrahlung an der Grenzfläche des Berechnungsvolumens benötigt.

$$q_{emittiert} = \xi \zeta A (T^4 - T_0^4) \quad (2.48)$$

$q_{emittiert}$ [W] beschreibt die abgestrahlte Wärmeleistung mit dem Emissionsfaktor ξ und der Stefan - Boltzmann - Konstante $\zeta = 5,669 \cdot 10^{-8} [\frac{W}{m^2 K^4}]$. A bezeichnet die Fläche, über die die Leistung abgestrahlt wird. Der Emissionsfaktor ist material -, geometrie - und temperaturabhängig und aufgrund der vielen Abhängigkeiten und oftmals unbekanntem Parameter nicht einfach zu berechnen. Daher wird die nicht lineare Randbedingung für die Abstrahlung häufig durch eine lineare Konvektionsrandbedingung, entsprechend Gleichung 2.47, mit einem äquivalenten Konvektionsfaktor ersetzt, welcher üblicherweise experimentell bestimmt wird.

2.2.4.3 Ermittlung der Temperaturverteilung in Nagetieren unter Verwendung der „bio heat transfer equation“

Um aus der Differentialgleichung 2.42 diskrete Differenzgleichungen zu erhalten, muss eine Annahme über die Art der Temperaturvariation zwischen den Gitterknoten gemacht werden. Ausgehend von der Annahme, dass die Temperatur in einem kleinen Volumen um einen Knoten in Abhängigkeit der Temperatur des betrachteten Knotens und der umgebenden Knoten linear variiert, wird das Berechnungsvolumen diskretisiert. Es wird die so genannte „control volume formulation“ verwendet [71, 72, 73]. Bei dieser Vorgehensweise wird ähnlich zum Yee - Algorithmus das Berechnungsvolumen in Volumenelemente unterteilt. Jedes Volumenelement umgibt einen Knoten P, an dem die Temperatur berechnet wird. Anknüpfend an das bisher verwendete Yee - Gitter ist es sinnvoll, die Knoten mittig in den Volumenelementen zu platzieren, da die so erstellten Volumenelemente den Yee - Zellen entsprechen.

2.2. Verwendete Berechnungsverfahren zur Ermittlung der elektrischen Feldstärke, der spezifischen Absorptionsrate und der Temperaturverteilung

In Abbildung 2.16 ist der Ausschnitt einer eindimensionalen Geometrie zur Berechnung der Temperaturverteilung in einem diskreten Gitter dargestellt.

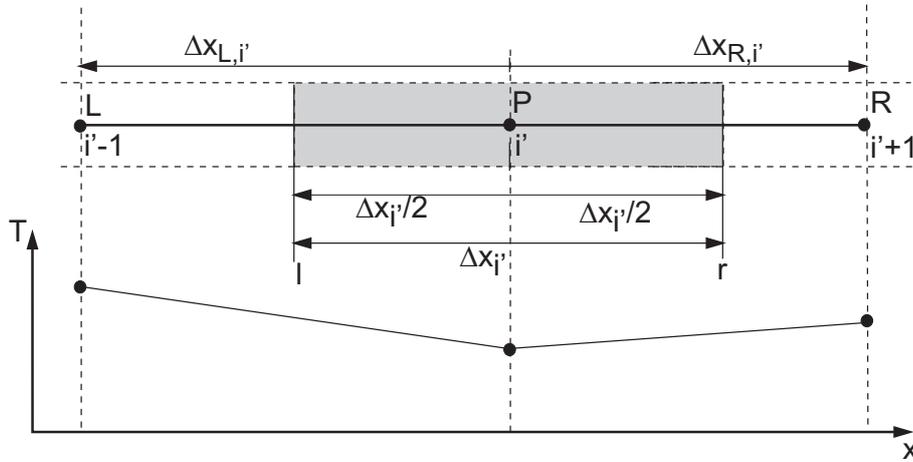


Abbildung 2.16: Eindimensionale Geometrie zur Berechnung der Temperaturverteilung in einem diskreten Gitter

Der Bereich einer Yee - Zelle ist grau hinterlegt. R am Ort $i' + 1$ und L am Ort $i' - 1$ sind die benachbarten Knoten von P am Ort i' . $\Delta x_{i'}$ ist die Ausdehnung des Volumenelementes in x - Richtung und $\Delta x_{R,i'}$ und $\Delta x_{L,i'}$ geben den Abstand zum rechten bzw. linken Nachbarknoten an mit

$$\Delta x_{R,i'} = \frac{\Delta x_{i'}}{2} + \frac{\Delta x_{i'+1}}{2}, \quad (2.49)$$

$$\Delta x_{L,i'} = \frac{\Delta x_{i'}}{2} + \frac{\Delta x_{i'-1}}{2}. \quad (2.50)$$

Für den eindimensionalen Fall in x - Richtung ergibt sich die BHTE zu:

$$\rho(x) c(x) \frac{\partial T(x, t)}{\partial t} = k(x) \frac{\partial^2 T(x, t)}{\partial x^2} + Q_{EM}(x) - b(x) (T(x, t) - T_B) + M_0(x). \quad (2.51)$$

Die zugehörige Differenzgleichung erhält man durch Integration von Gleichung 2.51 über $\Delta x_{i'}$ in den Grenzen von $-\frac{\Delta x_{i'}}{2}$ bis $\frac{\Delta x_{i'}}{2}$ und über einen Zeitschritt Δt in den Grenzen von t bis $t + \Delta t$. Dabei werden die partiellen Ableitungen durch die zentralen Differenzenquotienten ersetzt. Im Folgenden werden die Terme aus Gleichung 2.51, welche Wärmequellen berücksichtigen (Q_{EM} , bT_B , M_0), als konstante Repräsentativwerte für ein Volumenelement angenommen:

$$\rho_{i'} c_{i'} \int_t^{t+\Delta t} \int_{-\frac{\Delta x_{i'}}{2}}^{\frac{\Delta x_{i'}}{2}} \frac{\partial T_{i'}}{\partial t} dx dt = \int_t^{t+\Delta t} \int_{-\frac{\Delta x_{i'}}{2}}^{\frac{\Delta x_{i'}}{2}} \left(k_{i'} \frac{\partial^2 T_{i'}}{\partial x^2} \right) dx dt \quad (2.52)$$

$$+ \int_t^{t+\Delta t} \int_{-\frac{\Delta x_{i'}}{2}}^{\frac{\Delta x_{i'}}{2}} (Q_{EM,i'} - b_{i'} (T_{i'} - T_B) + M_{0,i'}) dx dt,$$

$$\rho_{i'} c_{i'} \Delta x_{i'} \int_t^{t+\Delta t} \frac{\partial T}{\partial t} dt = \int_t^{t+\Delta t} \left(\frac{k_{r,i'} (T_{i'+1} - T_{i'})}{\Delta x_{R,i'}} - \frac{k_{l,i'} (T_{i'} - T_{i'-1})}{\Delta x_{L,i'}} \right) dt \quad (2.53)$$

$$- \int_t^{t+\Delta t} \Delta x_{i'} b_{i'} T_{i'} dt + \Delta x_{i'} \int_t^{t+\Delta t} (Q_{EM,i'} + b_{i'} T_B + M_{0,i'}) dt,$$

$$\rho_{i'} c_{i'} \Delta x_{i'} (T_{i'}^{n+1} - T_{i'}^n) = \Delta t \left(\frac{k_{r,i'} (T_{i'+1}^n - T_{i'}^n)}{\Delta x_{R,i'}} - \frac{k_{l,i'} (T_{i'}^n - T_{i'-1}^n)}{\Delta x_{L,i'}} \right) \quad (2.54)$$

$$- \Delta x_{i'} \Delta t b_{i'} T_{i'}^n + \Delta x_{i'} \Delta t (Q_{EM,i'} + b_{i'} T_B + M_{0,i'}).$$

Die Temperatur am Ort i' zum nächsten Zeitschritt $t = n + 1$ wird durch die Gleichung

$$T_{i'}^{n+1} = T_{i'}^n + \frac{\Delta t}{\rho_{i'} c_{i'} \Delta x_{i'}} \left(\frac{k_{r,i'} (T_{i'+1}^n - T_{i'}^n)}{\Delta x_{R,i'}} - \frac{k_{l,i'} (T_{i'}^n - T_{i'-1}^n)}{\Delta x_{L,i'}} \right) \quad (2.55)$$

$$- \frac{\Delta t b_{i'}}{\rho_{i'} c_{i'}} T_{i'}^n + \frac{\Delta t}{\rho_{i'} c_{i'}} (Q_{EM} + b_{i'} T_B + M_{0,i'})$$

dargestellt. $k_{r,i'}$ und $k_{l,i'}$ sind gemittelte Werte und beschreiben die thermische Leitfähigkeit auf der rechten und linken Fläche der Yee - Zelle bei r und l (vgl. Abbildung 2.16) mit

$$k_{r,i'} = \frac{\Delta x_{R,i'}}{\frac{\Delta x_{i'+1}}{2k_{i'+1}} + \frac{\Delta x_{i'}}{2k_{i'}}}, \quad (2.56)$$

$$k_{l,i'} = \frac{\Delta x_{L,i'}}{\frac{\Delta x_{i'-1}}{2k_{i'-1}} + \frac{\Delta x_{i'}}{2k_{i'}}}. \quad (2.57)$$

Gleichung 2.55 ist in einer expliziten Form gegeben, da die Temperatur zum Zeitpunkt $t = (n + 1) \Delta t$ am Ort i' aus den schon bekannten Temperaturen zum Zeitpunkt $t = n \Delta t$ der Nachbarknoten berechnet werden kann. Allerdings liefert das Gleichungssystem nur $M - 1$ Gleichungen für $M + 1$ Unbekannte, so dass noch Randbedingungen an den Orten $i' = 1$ und $i' = M + 1$ berücksichtigt werden müssen.

Im Folgenden wird nur die allgemeinste lineare Randbedingung (vgl. Abschnitt 2.2.4.2) betrachtet [71]. Für die Implementation der anderen Randbedingungen kann analog vorgegangen werden. Die kontinuierliche Konvektionsrandbedingung nach Gleichung 2.47 ist

2.2. Verwendete Berechnungsverfahren zur Ermittlung der elektrischen Feldstärke, der spezifischen Absorptionsrate und der Temperaturverteilung

gegeben durch

$$k(\vec{r}) \frac{\partial T(\vec{r}, t)}{\partial n} + h(\vec{r}) T(\vec{r}, t) = h(\vec{r}) T_0 \quad (2.58)$$

und muss für jeden Zeitpunkt $n\Delta t$ auf der Grenzfläche des Lösungsvolumens diskretisiert werden. Abbildung 2.17 zeigt die rechte Grenzfläche des Lösungsvolumens für den eindimensionalen Fall.

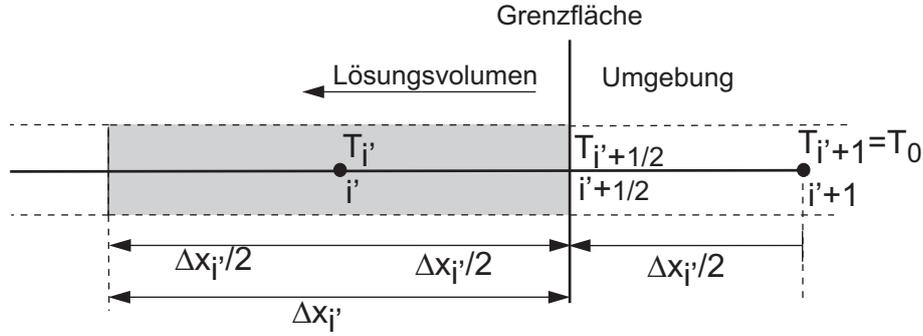


Abbildung 2.17: Eindimensionale Geometrie zur Berechnung der Temperaturverteilung an einer Grenzfläche

Außerhalb des Lösungsvolumens am Ort $i' + 1$ wird ein fiktiver Knoten mit der Umgebungstemperatur T_0 im Abstand $\frac{\Delta x_{i'}}{2}$ von der Grenzfläche angenommen. Zusammen mit der Konvektionsrandbedingung lässt sich daraus die Temperatur auf der Grenzfläche am Ort $i' + 1/2$ berechnen. Die diskrete Gleichung für die Konvektionsrandbedingung am Ort $i' + 1/2$ ergibt sich zu:

$$k_{i'} \frac{T_{i'+1/2}^n - T_{i'}^n}{\frac{\Delta x_{i'}}{2}} + h_{i'+1/2} T_{i'+1/2}^n = h_{i'+1/2} T_{i'+1}^n = h_{i'+1/2} T_0. \quad (2.59)$$

$h_{i'+1/2}$ ist der Konvektionskoeffizient an der Grenzfläche. Durch Umstellen von Gleichung 2.59 nach $T_{i'+1/2}^n$ und Einsetzen in Gleichung 2.55 erhält man für den äußersten Knoten am Ort i' im Lösungsvolumen die Temperatur zum Zeitpunkt $t = (n + 1) \Delta t$:

$$\begin{aligned} T_{i'}^{n+1} &= T_{i'}^n + \frac{\Delta t}{\rho_{i'} c_{i'} \Delta x_{i'}} \left(\frac{k_{i'} (T_{i'+1/2}^n - T_{i'}^n)}{\frac{\Delta x_{i'}}{2}} - \frac{k_{l,i'} (T_{i'}^n - T_{i'-1}^n)}{\Delta x_{L,i'}} \right) \\ &\quad - \frac{\Delta t b_{i'}}{\rho_{i'} c_{i'}} T_{i'}^n + \frac{\Delta t}{\rho_{i'} c_{i'}} (Q_{EM} + b_{i'} T_B + M_{0,i'}), \\ T_{i'}^{n+1} &= T_{i'}^n + \frac{\Delta t}{\rho_{i'} c_{i'} \Delta x_{i'}} \left(\frac{2k_{i'} h_{i'+1/2} \Delta x_{i'}}{h_{i'+1/2} \Delta x_{i'} + 2k_{i'}} \frac{(T_0 - T_{i'}^n)}{\Delta x_{i'}} - \frac{k_{l,i'} (T_{i'}^n - T_{i'-1}^n)}{\Delta x_{L,i'}} \right) \\ &\quad - \frac{\Delta t b_{i'}}{\rho_{i'} c_{i'}} T_{i'}^n + \frac{\Delta t}{\rho_{i'} c_{i'}} (Q_{EM} + b_{i'} T_B + M_{0,i'}). \end{aligned} \quad (2.60)$$

Für den Zeitschritt Δt muss an jedem Ort

$$\Delta t \leq \frac{\rho c \Delta x}{\frac{k_r}{\Delta x_R} + \frac{k_l}{\Delta x_L} + b \Delta x}$$

gelten, damit die numerische Stabilität gegeben ist [71, 72].

Die Vorgehensweise zur Herleitung der diskreten Gleichungen für die dreidimensionale Problemstellung ist analog zu der des eindimensionalen Problems.

Um die Temperaturerhöhung aufgrund absorbierter HF - Leistung mit der beschriebenen Methode berechnen zu können, muss eine Umgebungstemperatur festgelegt werden. Wird ein Objekt in einen Raum mit einer konstanten Umgebungstemperatur gebracht, finden Temperaturengleichsvorgänge statt, bis der stationäre Zustand erreicht ist. Daher ist es sinnvoll, zuerst die Temperaturverteilung im stationären Zustand, ohne die Wirkung elektromagnetischer Quellen, zu berechnen. Nachdem die Temperaturengleichsvorgänge abgeschlossen sind, wird die Temperaturerhöhung in einem Objekt unter Berücksichtigung elektromagnetischer Quellen berechnet. Dabei wird die Umgebungstemperatur als konstant angenommen. Zur Berechnung des thermischen Problems wird als Eingangsgröße für die Wärmequelle die zuvor mit dem FDTD - Verfahren berechnete SAR - Verteilung verwendet.

Die in dieser Arbeit durchgeführten Temperaturberechnungen entsprechen einer „worst - case“ - Abschätzung, da aufgrund der realen Komplexität des Thermoregulationssystems und aufgrund fehlender Materialparameter wichtige Temperaturengleichsvorgänge nicht berücksichtigt werden können.

2.3 Ermittlung der kumulierten Unsicherheit für die Ganzkörper - SAR in Nagetieren

Die in Kapitel 5 dieser Arbeit betrachtete „in vivo“ Studie wird in einer komplexen Expositionsumgebung durchgeführt. Um nach Abschluss der Studie statistisch aussagekräftige Resultate zu erhalten und die Qualität der erzielten Ergebnisse abschätzen zu können, ist es wichtig, die Unsicherheiten einzelner, die Studie bestimmender Parameter zu untersuchen.

Detaillierte und möglichst genaue Basisinformationen zur Expositionsanlage, zu den Tieren und zu der technischen Ausrüstung sind Voraussetzungen für eine gute Interpretation der Ergebnisse bei „in vivo“ Studien. Die in den Tieren absorbierte HF - Leistung wird durch viele Parameter bedingt, die oftmals miteinander korreliert sind, was eine signifikante Unsicherheit in der dosimetrischen Auswertung zur Folge haben kann [74]. Zu diesen zählen u. a. mechanische und messtechnische Unsicherheiten, Unsicherheiten des Speisernetzwerks, Unsicherheiten des numerischen Modells und der Materialparameter sowie Unsicherheiten aufgrund individueller Unterschiede der Tiere.

Bei der Exposition von frei laufenden Tieren kommen weitere, unbekannte Unsicherheiten durch das dynamische System hinzu. Da meistens keine Langzeit - Verhaltensstudien über die Tiere vorliegen und das Verhalten der Tiere oftmals nur unzureichend bekannt ist, können diese Unsicherheiten nicht exakt bestimmt werden. Die Leistungsabsorption eines Tieres hängt u. a. von dessen Position und Ausrichtung bzgl. der einfallenden Welle und von der Polarisation der einfallenden Welle ab. Größe und Gewicht der Tiere sind ebenfalls für die absorbierte HF - Leistung in den Tieren entscheidend sowie die direkte Umgebung der Tiere,

also Objekte, mit denen die Tiere direkten Kontakt haben. Falls sich Tiergruppen während der Exposition in einem Käfig aufhalten, beeinflussen die relativen Positionen der Tiere zueinander die absorbierte Leistung in den Tieren.

Die Erstellung des numerischen Berechnungsmodells der Expositionsanlage bringt ebenso Unsicherheiten mit sich. Das eingesetzte numerische FDTD - Verfahren liefert im mathematischen Sinne keine exakten Berechnungsergebnisse. Unsicherheiten der Berechnungsergebnisse entstehen u. a. durch Treppenstufenapproximationen von gekrümmten Flächen und durch numerische Dispersion. Die Größenordnung dieser Fehler ist abhängig von dem Verhältnis $\Delta x, y, z/\lambda$ im Material. Durch eine geeignete Wahl der Diskretisierungsweiten können diese Fehler als vernachlässigbar betrachtet werden. Weitere Unsicherheiten treten bei den Randbedingungen auf, da die Expositionsanlagen aufgrund ihrer Größe oftmals nicht vollständig berechnet werden können.

Ebenso mit Unsicherheiten behaftet ist die Schnittstelle zwischen der numerisch ermittelten Feldverteilung im Expositionsbereich und der messtechnisch ermittelten Feldverteilung in der realisierten Expositionsanlage. Bei „in vivo“ Studien mit frei laufenden Tieren kann ein Vergleich zwischen Rechnung und Messung nur in der leeren Expositionsanlage vorgenommen werden. Es ist zulässig, die numerischen Ergebnisse der dosimetrischen Berechnungen mit der realisierten Expositionsanlage zu verknüpfen, wenn eine gute Übereinstimmung zwischen Berechnung und Messung des Leerfeldes gegeben ist.

Im Folgenden wird die Bestimmung der Unsicherheiten einzelner Expositionsparameter, die die SAR beeinflussen, erläutert. Die Zusammenfassung und Gewichtung der einzelnen Standardunsicherheiten ist nicht trivial, so dass ein Konzept für die Berechnung der kumulierten Unsicherheit der SAR angegeben wird. Die statistische Auswertung wurde an [75] und [76] angelehnt.

2.3.1 Umrechnungsfaktor b

Die vorgegebenen SAR - Werte werden über die elektrische Feldstärke in den Käfigbereichen eingestellt. Die Messgröße ist die Leistung P_m , so dass die Unsicherheit der berechneten elektrischen Feldstärke über den funktionalen Zusammenhang zwischen Leistung und Feldstärke mit dem Fehlerfortpflanzungsgesetz ermittelt werden kann.

Die Vorgehensweise zur Ermittlung des Umrechnungsfaktors b zwischen angezeigter Leistung und vorliegender Feldstärke für die verwendete Feldsonde wurde bereits in Abschnitt 2.1.2 beschrieben.

$$\begin{aligned}
 b &= \frac{U(z)}{A\sqrt{P_L}\sqrt{(1+|r|)^2\cos^2(k_z z + \varphi_0) + (1-|r|)^2\sin^2(k_z z + \varphi_0)}} & (2.61) \\
 &= \frac{\sqrt{2Z_i P_m(z)}}{A\sqrt{P_L}\sqrt{(1+|r|)^2\cos^2(k_z z + \varphi_0) + (1-|r|)^2\sin^2(k_z z + \varphi_0)}}
 \end{aligned}$$

Der Faktor b ist abhängig von der gemessenen Leistung P_m , der in die Leitung eingespeisten Leistung P_L und dem Reflexionsfaktor r, die ihrerseits mit Unsicherheiten behaftet sind. Die kumulierte Unsicherheit von b ($u_c(b)$) wird gemäß dem Fehlerfortpflanzungsgesetz zu

$$u_c^2(b) = \left(\frac{\partial b}{\partial P_m} \right)^2 u^2(P_m) + \left(\frac{\partial b}{\partial P_L} \right)^2 u^2(P_L) + \left(\frac{\partial b}{\partial r} \right)^2 u^2(r), \quad (2.62)$$

$$u_c(b) = \sqrt{\left(\frac{\partial b}{\partial P_m} \right)^2 u^2(P_m) + \left(\frac{\partial b}{\partial P_L} \right)^2 u^2(P_L) + \left(\frac{\partial b}{\partial r} \right)^2 u^2(r)} \quad (2.63)$$

berechnet. $u(P_m)$, $u(P_L)$ und $u(r)$ sind die teilweise noch unbekanntes Unsicherheiten der Eingangsgrößen. Die Eingangsgrößen werden bei der Berechnung der Unsicherheit als unkorreliert angenommen, da die Korrelation der einzelnen Größen nicht bekannt ist. Die Messunsicherheit $u(P_m) = u_{Agilent}$ kann den Herstellerangaben des Messsystems (Abschnitt 2.1.1) entnommen werden, so dass noch $u(P_L)$ und $u(r)$ zu bestimmen sind.

Der Reflexionsfaktor wird durch

$$|r| = \frac{s-1}{s+1} \quad (2.64)$$

mit

$$s = \frac{\hat{U}_{max}}{\hat{U}_{min}} \quad (2.65)$$

und

$$\hat{U} = \sqrt{2Z_i P_m} \quad (2.66)$$

berechnet. s ist die Stehwelligkeit, \hat{U}_{max} ist der Maximalwert und \hat{U}_{min} ist der Minimalwert der gemessenen Spannung. Die Varianz $u^2(r)$ wird wie folgt berechnet.

$$\begin{aligned} u^2(r) &= \left(\frac{\partial r}{\partial s} \right)^2 u^2(s) \\ &= \left(\frac{\partial r}{\partial s} \right)^2 \left[\left(\frac{\partial s}{\partial \hat{U}_{max}} \right)^2 u^2(\hat{U}) + \left(\frac{\partial s}{\partial \hat{U}_{min}} \right)^2 u^2(\hat{U}) \right] \\ &= \left(\frac{\partial r}{\partial s} \right)^2 \left[\left(\frac{\partial s}{\partial \hat{U}_{max}} \right)^2 \left(\frac{d\hat{U}}{dP_m} \right)^2 u^2(P_m) \right] \\ &\quad + \left(\frac{\partial r}{\partial s} \right)^2 \left[\left(\frac{\partial s}{\partial \hat{U}_{min}} \right)^2 \left(\frac{d\hat{U}}{dP_m} \right)^2 u^2(P_m) \right] \end{aligned} \quad (2.67)$$

Die in die Leitung eingespeiste Leistung P_L ist die Differenz aus der am Stecker anliegenden und reflektierten Leistung, so dass die Varianz $u^2(P_L)$ folgendermaßen berechnet wird:

$$P_L = P_{in} - P_r \quad (2.68)$$

$$u^2(P_L) = \left(\frac{\partial P_L}{\partial P_{in}} \right)^2 u^2(P_m) + \left(\frac{\partial P_L}{\partial P_r} \right)^2 u^2(P_m). \quad (2.69)$$

Die kumulierte Unsicherheit von b kann durch Differenzieren und Einsetzen von Gleichung 2.61 und Einsetzen von 2.67 und 2.69 in Gleichung 2.63 berechnet werden.

2.3.2 Gemessene Leistung

Zur Überprüfung der Feldhomogenität im Expositionsbereich werden neben numerischen Berechnungen auch Feldmessungen an vielen Messpunkten durchgeführt. Die in Kapitel 5 vorgestellte Anlage wurde für 4 Expositionsguppen mit jeweils $N_K = 32$ Käfigen realisiert. In jedem Käfig wurden $N_{m,K} = 76$ Messwerte aufgenommen, so dass für jede Expositionsguppe die Feldstärke an insgesamt $N_m = 2432$ Messpunkten bestimmt wurde. Zur Auswertung der Rotationsymmetrie der Anlage, welche auch ein Maß für die Gleichmäßigkeit der Exposition ist, wird die Standardabweichung der Mittelwerte je Käfig für die gemessenen Leistungen bestimmt. Die relative Standardunsicherheit der betrachteten Expositionsguppe wird wie folgt berechnet:

$$u_{P,r} = \frac{1}{\bar{P}_m} \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{N_K} (\bar{P}_{K,i} - \bar{P}_m)^2}{N_K (N_K - 1)}}, \quad (2.70)$$

mit

$$\bar{P}_m = \frac{1}{N_m} \sum_{j=1}^{N_m} P_{m,j}, \quad (2.71)$$

und

$$\bar{P}_K = \frac{1}{N_{m,K}} \sum_{l=1}^{N_{m,K}} P_{m,l}. \quad (2.72)$$

\bar{P}_m bezeichnet den Mittelwert der gemessenen Leistung einer Expositionsguppe, \bar{P}_K bezeichnet den Mittelwert der gemessenen Leistung innerhalb eines Käfigs, der Index m kennzeichnet Messwerte und der Index r gibt an, dass es sich um Relativwerte handelt.

Mechanische Ungenauigkeiten der Expositionsanlage sind aufgrund von Fertigungstoleranzen konstruktionsbedingt und können weder komplett vermieden noch von vorneherein vernachlässigt werden, da sie Unsymmetrien in der Feldverteilung zur Folge haben können. Diese Auswirkungen der mechanischen Toleranzen auf die Feldhomogenität im Expositionsbereich werden durch die ausführliche messtechnische Feldanalyse in der Expositionsanlage über Gleichung 2.70 für die Standardunsicherheit erfasst. Da jede Expositionsanlage individuelle Fertigungstoleranzen besitzt, müssen die Feldmessungen in jeder Anlage durchgeführt werden.

Bei der Auswertung der Messungen müssen weitere Unsicherheiten des Messwert - Erfassungssystems (Unsicherheiten bei der Kalibrierung der Feldsonde, Unsicherheiten bei der Kalibrierung des Messkopfes, Unsicherheiten des Datenaufnahmesystems) berücksichtigt werden. Diese können häufig den Herstellerangaben entnommen werden. Das eingesetzte Messsystem der Firma Agilent wurde bereits in Abschnitt 2.1.1 vorgestellt und besitzt die dort angegebenen Messungenauigkeiten. Die relative Standardunsicherheit der gemessenen Leistung, unter Berücksichtigung der Unsicherheit des Messwert - Erfassungssystems, kann mit

$$u_{P_g,r} = \sqrt{u_{P,r}^2 + u_{Agilent}^2} \quad (2.73)$$

berechnet werden. Der Mittelwert der gemessenen Leistung unter Berücksichtigung der Ungenauigkeit des Kalibrierfaktors berechnet sich zu

$$\overline{P}_{m,g} = \overline{P}_m \pm u_{cal}. \quad (2.74)$$

Bei der Umrechnung von Leistungsgrößen auf Feldgrößen muss die nach 2.3.1 ermittelte Unsicherheit des Umrechnungsfaktors b ($u_c(b)$) berücksichtigt werden. Die Unsicherheit von b wirkt sich auf alle gemessenen Leistungswerte gleichermaßen aus, so dass $u_c(b)$ die Lage des Mittelwertes beeinflusst und nicht die Streuung um den Mittelwert. Die mittlere elektrische Feldstärke, die mit der Unsicherheit von b und mit der Unsicherheit des Kalibrierfaktor behaftet ist, berechnet sich zu

$$\overline{E} = \frac{1}{N_m} \sum_{i=1}^{N_m} E_i \pm \left(u_c(b) + \sqrt{\left(\frac{\partial E(P_m)}{\partial P_m} \right)^2 u_{cal}^2} \right). \quad (2.75)$$

2.3.3 Unterschiedliche Körperhaltungen und relative Positionen der Tiere zueinander

In „in vivo“ - Studien mit frei laufenden Tieren ändern sich deren Positionen und Körperhaltungen permanent. Für die statistische Auswertung der Variabilität der spezifischen Absorptionsrate werden viele dosimetrische Berechnungen benötigt, die ein breites Spektrum von unterschiedlichen Orientierungen und Positionen der Tiere im Käfig abdecken müssen.

Die nachfolgend betrachtete Studie ist in 4 Expositionsphasen unterteilt. In jeder Expositionsphase befindet sich eine bestimmte Anzahl von Tieren in einem Käfig. Diese können eine unterschiedliche Masse und Größe besitzen. Für jede Expositionsphase werden mehrere Tierkonfigurationen betrachtet, in denen den Individuen bestimmte Körperhaltungen und Positionen zugeordnet sind.

Die SAR wird für jedes Tier jeder Tierkonfiguration berechnet und separat für jede Expositionsphase, nach Massen der Tiere getrennt, ausgewertet. Die relative Standardunsicherheit der numerisch berechneten SAR bezieht sich auf den entsprechenden Mittelwert der betrachteten Expositionsphase und berechnet sich zu:

$$u_{SAR,r} = \frac{1}{\overline{SAR}} \sqrt{\sum_{i=1}^{N_{SAR}} \frac{(SAR_i - \overline{SAR})^2}{N_{SAR} (N_{SAR} - 1)}}, \quad (2.76)$$

mit

$$\overline{SAR} = \frac{1}{N_{SAR}} \sum_{i=1}^{N_{SAR}} SAR_i. \quad (2.77)$$

N_{SAR} bezeichnet die Anzahl der durchgeführten numerischen Berechnungen für eine Expositionsphase, und der Index r gibt an, dass es sich um Relativwerte handelt. Befinden sich während einer Expositionsphase Tiere unterschiedlicher Massen, beispielsweise erwachsene Tiere und Jungtiere in einem Käfig, so werden getrennte Standardunsicherheiten, z.B. $u_{SAR,r,E}$ für die erwachsenen Tiere und $u_{SAR,r,J}$ für die Jungtiere, berechnet.

2.3.4 Unterschiedliche Umgebungsmodelle der Tiere

In „in vivo“ - Studien mit frei laufenden Tieren, die auf eine lange Expositionsdauer angelegt sind und in denen die Expositionsanlage den Lebensraum der Tiere darstellt, ändert sich die direkte Umgebung der Tiere täglich. Dieses sollte bei einer Variabilitätsbetrachtung der SAR mit berücksichtigt werden, um den Einfluss der die Tiere umgebenden Materialien auf die SAR abschätzen zu können. In den numerischen Berechnungen wird die direkte Umgebung eines Tieres pro Käfig in der Expositionsanlage verändert. Das Tier selbst wird in einer Position belassen. Die relative Standardunsicherheit der numerisch berechneten SAR berechnet sich zu:

$$u_{SAR_U,r} = \frac{1}{\overline{SAR}_U} \sqrt{\sum_{i=1}^{N_{SAR_U}} \frac{(SAR_{U,i} - \overline{SAR}_U)^2}{N_{SAR_U} (N_{SAR_U} - 1)}} \quad (2.78)$$

mit

$$\overline{SAR}_U = \frac{1}{N_{SAR_U}} \sum_{i=1}^{N_{SAR_U}} SAR_{U,i} \quad (2.79)$$

N_{SAR_U} bezeichnet die Anzahl der durchgeführten numerischen Berechnungen, in denen die direkte Umgebung des Tieres im Käfig geändert wurde, und der Index r gibt an, dass es sich um Relativwerte handelt. Theoretisch müssten diese Untersuchungen für unterschiedliche Körperhaltungen der Tiere und unterschiedliche Positionen der Tiere im Käfig durchgeführt werden. Weiterhin müssten auch Tiergruppen betrachtet werden, was insgesamt zu einer sehr hohen Anzahl durchzuführender Rechnungen führen würde. Um die Anzahl der Berechnungen zu reduzieren und den Einfluss des Umgebungsmodells auf die SAR trotzdem berücksichtigen zu können wird bei der Auswertung vorausgesetzt, dass bei der Betrachtung mehrerer Tiere pro Käfig in unterschiedlichen Positionen und mit unterschiedlichen Körperhaltungen der relative Einfluss unterschiedlicher Umgebungsmodelle auf die SAR als identisch angenommen werden kann.

2.3.5 Veränderungen des Körpermodells

In der Realität ist jedes Tier ein Individuum und unterscheidet sich von Seinesgleichen durch Aussehen, Form, Größe, Farbe usw., allerdings stehen für die numerischen Berechnungen nur 2 anatomisch korrekte Tiermodelle zur Verfügung. Diese werden in Abschnitt 2.4 ausführlich beschrieben. Unterschiedliche Tierformen, sowie unterschiedliche Hautstärken können einen Einfluss auf die SAR haben. Zur Untersuchung des Einflusses unterschiedlicher Tiermodelle auf die SAR werden numerische Berechnungen für 1 Tier pro Käfig ausgeführt, wobei die Form sowie die Hautstärke des Tieres verändert werden. Das Tier selbst wird weitestgehend in der gleichen Position belassen. Die relative Standardunsicherheit der numerisch berechneten SAR berechnet sich zu:

$$u_{SAR_M,r} = \frac{1}{\overline{SAR}_M} \sqrt{\sum_{i=1}^{N_{SAR_M}} \frac{(SAR_{M,i} - \overline{SAR}_M)^2}{N_{SAR_M} (N_{SAR_M} - 1)}} \quad (2.80)$$

mit

$$\overline{SAR}_M = \frac{1}{N_{SAR_M}} \sum_{i=1}^{N_{SAR_M}} SAR_{M,i} \quad (2.81)$$

N_{SAR_M} bezeichnet die Anzahl der durchgeführten numerischen Berechnungen, in denen das Tiermodell geändert wurde, und der Index r gibt an, dass es sich um Relativwerte handelt.

2.3.6 Variabilität der elektrischen Materialparameter

Die in den numerischen Berechnungen verwendeten Materialparameter sind messtechnisch ermittelte Größen und können daher nur mit endlicher Genauigkeit bestimmt werden. Sie haben entsprechend den Angaben in der Literatur (vgl. Abschnitt 2.4.3) eine hohe Variabilität, welche bei der Auswertung der dosimetrischen Berechnungen mit berücksichtigt werden muss. Die Angabe einer oberen und unteren Schranke der Standardunsicherheit für die berechneten SAR - Mittelwerte der unterschiedlichen Tiergruppen erfordert theoretisch für jede durchgeführte SAR - Berechnung die Variation der Permittivität und der elektrischen Leitfähigkeit um einen festgelegten gleichen und gegenläufigen Anteil. Dabei müssten alle Materialien gegeneinander variiert werden, was einen sehr hohen Berechnungsaufwand zur Folge hätte. Um diesen zu minimieren, wird aus den berechneten Tierkonfigurationen je Tiergruppe eine Konfiguration ausgewählt, für die der Ganzkörper - SAR Wert nahe am Mittelwert liegt. Für diese Konfiguration werden die Permittivität und die elektrische Leitfähigkeit gleich- und gegenläufig um $\pm 10\%$ variiert, da ϵ_r und κ mit unterschiedlicher Proportionalität und Gewichtung in die Verlustleistung eingehen. Die Ergebnisse der Materialparametervariationen geben für die entsprechende Tiergruppe die Unsicherheit der Lage des SAR - Mittelwertes (u_{avg}^-, u_{avg}^+), also eine obere und eine untere Schranke an. Bei den dosimetrischen Berechnungen wird angenommen, dass die Materialparameter aller Tiere gleich sind, so dass durch die Variation der Materialparameter nur die Lage des Mittelwertes und nicht die Streuung um den Mittelwert beeinflusst wird.

2.3.7 Zusammenfassung der Unsicherheiten

In einigen Publikationen zum Thema Expositionsanlagen [74, 77] werden die auftretenden Unsicherheiten in Tabellen aufgelistet. Diese einzelnen Unsicherheiten zusammenzufassen, um eine Aussage über die gesamte Variation der SAR zu erhalten, ist nicht trivial, da die Wirkung der einzelnen Unsicherheiten auf die SAR unterschiedlich ist. Es ist nicht möglich vorherzusehen, inwieweit sich beispielsweise eine Fertigungstoleranz von einigen Millimetern auf die Variation der SAR auswirkt. In der vorliegenden Arbeit sollen alle betrachteten Unsicherheiten mit einem nicht zu vernachlässigenden Beitrag in einem Wert für die Standardunsicherheit der spezifischen Absorptionsrate zusammengefasst werden.

Unsicherheiten, die alle Tiere einer Tiergruppe immer gleichermaßen betreffen, werden in einer oberen und unteren Schranke des Mittelwertes der SAR berücksichtigt. Die anderen Standardunsicherheiten werden zusammengefasst und geben die Streuung um den Mittelwert der SAR an. Für die Auswertung werden die einzelnen Unsicherheiten als unkorreliert angenommen.

Es ist sehr unwahrscheinlich, dass alle Unsicherheiten gleichzeitig mit maximaler Amplitude auftreten, so dass die gesamte Standardunsicherheit für die SAR bei gleicher Gewichtung aller Unsicherheiten folgendermaßen ermittelt werden kann:

$$u_{SAR,Gesamt} = \sqrt{u_{P_g,r}^2 + u_{SAR,r}^2 + u_{SAR_U,r}^2 + u_{SAR_M,r}^2}. \quad (2.82)$$

Der Mittelwert der SAR berechnet sich zu

$$\overline{SAR} = \frac{1}{N_{SAR}} \sum_{i=1}^{N_{SAR}} SAR_i \pm u^\pm, \quad (2.83)$$

mit der oberen Schranke

$$u^+ = u_{avg}^+ + u_{cal} + \sqrt{\left(\frac{\partial SAR}{\partial E}\right)^2 u_c^2(b)} \quad (2.84)$$

und der unteren Schranke

$$u^- = u_{avg}^- + u_{cal} + \sqrt{\left(\frac{\partial SAR}{\partial E}\right)^2 u_c^2(b)}. \quad (2.85)$$

Bei der Auswertung der Unsicherheiten der SAR kann es sinnvoll sein, die einzelnen Unsicherheiten bezüglich der Relevanz für die Gesamtunsicherheit mit einem Faktor in Gleichung 2.82 zu gewichten, um so zwischen Unsicherheiten, die nur einen kurzen Zeitraum in Anspruch nehmen und solchen, die über die ganze Expositionsphase andauern, differenzieren zu können.

2.4 Vorgehensweise zur Erstellung der Tiermodelle

2.4.1 Charakterisierung der zur Verfügung stehenden anatomisch korrekten Basismodelle

Zur Durchführung der dosimetrischen Berechnungen werden möglichst realistische Tiermodelle benötigt. Für die Modellierung der Tiere in den Expositionsanlagen stehen zwei anatomisch korrekte Tiermodelle, die vom IT'IS in Zürich bezogen wurden, zur Verfügung. Das erste Modell basiert auf einer 275 g schweren trächtigen Ratte mit einer räumlichen Auflösung von 1 mm. Das zweite anatomisch korrekte Modell hat eine räumliche Auflösung von 0,5 mm und basiert auf einer 7 Tage alten männlichen Ratte mit einer Masse von 17 g. Diese beiden Modelle wurden im Gefrierschnittverfahren entwickelt. Abbildung 2.18 zeigt das anatomisch korrekte Modell der 7 Tage alten Ratte mit einer Auflösung von 0,5 mm unter Berücksichtigung einer Teilmenge an Materialien.

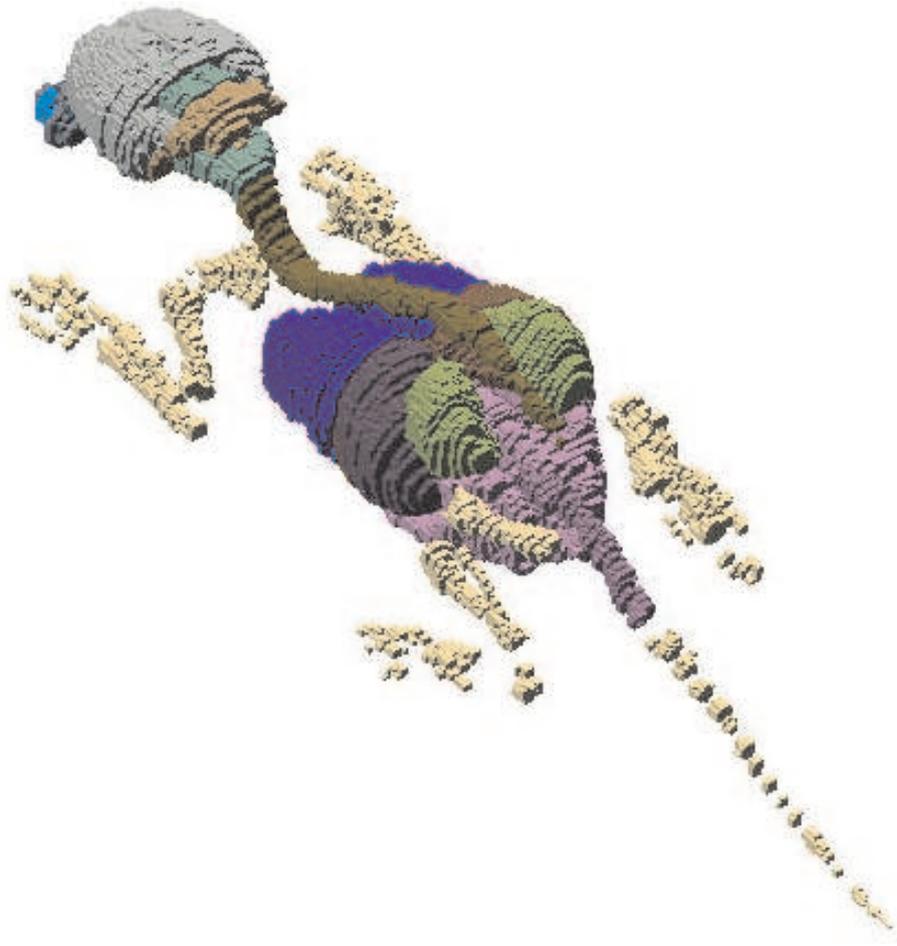


Abbildung 2.18: Anatomisch korrektes Teilmodell einer 7 Tage alten Ratte mit einer Auflösung von 0,5 mm (IT'IS Zürich)

2.4.2 Modifikation der anatomisch korrekten Basismodelle

Die nachfolgend in Kapitel 5 betrachtete Studie wurde mit Mäusen unterschiedlicher Größe und unterschiedlichen Gewichts durchgeführt, so dass in Absprache mit den für diese Studie verantwortlichen Biologen der Jacobs University Bremen die zwei zur Verfügung stehenden, anatomisch korrekten Tiermodelle modifiziert wurden.

Von beiden Modellen wurde für die Erstellung der verwendeten numerischen Modelle jeder 2. Gefrierschnitt verwendet. Die Gewichte der erwachsenen Mäuse und der „pups“ waren durch das Design der Studie vorgegeben, und das Gewicht der jungen Mäuse konnte in Grenzen variiert werden. Um Modelle für erwachsene Mäuse mit einem Gewicht zwischen 23 g und 30 g (unterschiedlich je nach Studienphase) zu erhalten, wurde das modifizierte, trächtige Rattenmodell mit einer Auflösung von 0,7 mm - 1,2 mm skaliert. Das modifizierte 7 - Tage - Rattenmodell wurde für die Erstellung eines erwachsenen Mausmodells mit einer Auflösung von 1,1 mm - 1,17 mm skaliert. Unter Verwendung der Ergebnisse aus Abschnitt 3.2 wurden für die „pups“ homogene Ellipsoide als vereinfachte Modelle mit einem vorgegebenem Gewicht von 7 g und einer Auflösung von 0,6 mm verwendet. Die jungen Mäuse wurde auf Basis des modifizierten 7 - Tage - Rattenmodells mit einer räumlichen Auflösung von 1 mm skaliert und besitzen ein Gewicht von 17 g.

2.4.3 Eigenschaften der verwendeten elektrischen Materialparameter

Für die Dosimetrie werden die Tiermodelle durch ihre Materialparameter ε (Permittivität [As/Vm]), μ (Permeabilität [Vs/Am]) und κ (elektrische Leitfähigkeit [S/m]) elektrisch bzw. magnetisch charakterisiert. Üblicherweise werden in der Praxis die Permittivität und die Permeabilität als Relativwerte zu den Feldkonstanten ε_0 und μ_0 im freien Raum angegeben mit $\varepsilon = \varepsilon_0 \varepsilon_r$ und $\mu = \mu_0 \mu_r$. Im Allgemeinen besitzt biologisches Gewebe keine ausgeprägten magnetischen Eigenschaften, so dass $\mu = \mu_0$ gilt [78]. Aufgrund der vorhandenen polaren Ladungsstrukturen [79, 80] (Moleküle mit Dipolcharakter, beispielsweise Wasser) besitzt biologisches Gewebe im hier interessierenden Frequenzbereich jedoch stark ausgeprägte elektrische Eigenschaften. Beim Einfall eines elektrischen Feldes versuchen sich die Dipole entsprechend der einwirkenden Feldkräfte auszurichten. Im Falle eines anliegenden Wechselfeldes schwingen die Dipole im Rhythmus der Frequenz. Die polaren Strukturen sind masse- und trägheitsbehaftet, so dass sie einem einfallenden Wechselfeld nicht beliebig schnell folgen können, woraus eine mit zunehmender Frequenz größer werdende Phasenverschiebung zwischen der elektrischen Verschiebungsdichte des einfallenden Feld und der sich ausbildenden, elektrischen Feldstärke im Gewebe resultiert. Diese Phasenverschiebung bestimmt die dielektrischen Verluste eines Materials bei hohen Frequenzen und wird durch die Einführung einer komplexen Permittivität $\varepsilon = \varepsilon_0 (\varepsilon'_r - j\varepsilon''_r)$ mit der Leitfähigkeit $\kappa = \omega \varepsilon_0 \varepsilon''_r$ berücksichtigt.

Die Permittivität und die Leitfähigkeit hängen unter anderem stark vom Alter des biologischen Gewebes ab [81]. Zudem unterliegen die Materialparameter biologischen Gewebes einer natürlichen Variabilität, die für die meisten Materialien mit einer Standardunsicherheit von $\pm 10\%$ angegeben wird. Für Schädelgewebe und Haut wird diese mit bis zu $\pm 25\%$ angegeben. In der in Kapitel 5 betrachteten Studie werden die Materialparameter für biologisches Gewebe den Tabellen von Gabriel [82] entnommen. Die von Gabriel veröffentlichten Materialparameter werden üblicherweise in der Literatur verwendet und haben sich zu einer Art „Standard“ entwickelt. Es sei darauf hingewiesen, dass diese Gewebeparameter für totes Gewebematerial ermittelt wurden und die elektrischen Materialparametern in lebendem Gewebe mit bis zu 20% [83, 84, 85] erheblich von denen in totem Gewebe abweichen können.

2.4.4 Eigenschaften der verwendeten thermischen Materialparameter

In der Literatur existieren keine kompletten Datensätze an thermischen Materialparametern für biologisches Gewebe. Im Allgemeinen sind die thermischen Materialparameter temperaturabhängig. Die thermische Leitfähigkeit k steigt in biologischem Gewebe mit zunehmender Temperatur an. In der vorliegenden Arbeit werden Studien betrachtet, die in einem engen Temperaturbereich (ca. $35^\circ C - 37^\circ C$) durchgeführt werden, so dass die thermischen Materialparameter über die Temperatur als konstant angenommen werden können. In der Literatur sind in den Arbeiten von Samaras et al. [71] thermische Materialparameter dokumentiert, welche in der hier vorliegenden Arbeit verwendet werden. Für die metabolische Rate der unterschiedlichen Gewebearten existieren keine Daten, so dass der Metabolismus nicht berücksichtigt wird ($M_0 = 0$). Die Konvektionskoeffizienten eines Gewebes hängen u. a. von Größe und Geometrie des betrachteten Objekts ab und können daher nicht pauschal für ein Gewebe angegeben werden. Die verwendeten Konvektionsfaktoren wurden entsprechend den Arbeiten von [86] ermittelt.

Regelungsmechanismen des Körpers, wie Evaporation oder der Metabolismus, können aufgrund der Komplexität oder aufgrund fehlender thermischer Materialparameter in den Be-

2.4. Vorgehensweise zur Erstellung der Tiermodelle

rechnungen nicht berücksichtigt werden, so dass die Ergebnisse der Temperaturberechnungen „worst case“ - Abschätzungen darstellen.

Untersuchung der SAR für Tiermodelle im Feld einer linear polarisierten homogenen ebenen Welle (HEW) bei einer Frequenz von 1966 MHz

3.1 Einleitung

Wie bereits in Abschnitt 2.3 dargestellt wurde, werden die Feldverteilung des Expositionsfeldes und damit die SAR und die Temperaturverteilung der Tiere von einer Vielzahl von Parametern, die den Aufbau der Anlage und die Position der Tiere beschreiben, bestimmt. Eine weitere Einflussgröße ist die Beschaffenheit des Expositionsfeldes, das in der für die Experimente verwendeten Expositionsanlage erzeugt wird (eine ausführliche Beschreibung folgt im Kapitel 4). Es ist zu erwarten, dass man bei der Komplexität des Gesamtproblems nur sehr schwer die Einflüsse einzelner Parameter herausarbeiten können. Im vorliegenden Kapitel wird deshalb zur Verringerung der Komplexität als Expositionsfeld eine linear polarisierte homogene ebene Welle gewählt. Zusätzlich wird bei einigen Berechnungen der Feldeintrag in ein stark vereinfachtes Körpermodell – einen homogenen Ellipsoid anstelle eines anatomisch korrekten Modells – betrachtet.

3.2 Einfluss der Modellgröße auf die SAR

Um den Zusammenhang zwischen Modellgröße und der SAR zu untersuchen, wird zunächst eine einfache Anordnung simuliert, und zwar der Einfall einer linear polarisierten HEW auf einen homogen gefüllten Ellipsoid. Die SAR - Werte werden für 3 unterschiedliche Ausrichtungen der Hauptachsen des Ellipsoids zur einfallenden HEW berechnet. In einer Anordnung breitet sich die HEW in Richtung der Längsachse des Ellipsoids aus, in den 2 weiteren Anordnungen trifft die HEW seitlich auf den Ellipsoid, wobei der elektrische Feldstärkevektor parallel bzw. senkrecht zur Längsachse des Ellipsoids polarisiert ist (Abbildung 3.1 unten). Dabei wird die Masse der Ellipsoide von 1,15 g bis 350 g variiert. Die Materialdaten für die homogen gefüllten Ellipsoide ($\varepsilon_r = 29,53$, $\kappa = 0,91 \frac{S}{m}$, $\rho = 1175 \frac{kg}{m^3}$) wurden durch eine Mit-

3.2. Einfluss der Modellgröße auf die SAR

teilung über Gewebearten festgelegt, die wie beim Menschen einen großen Anteil des Gewebes (Muskelgewebe (ca. 30 %), Blut (ca. 10 %), Fett (ca. 15 %)) ausmachen [87]. Das Verhältnis der Längen der Längsachsen zu den Querachsen ist jeweils 2:1. Abbildung 3.1 zeigt die auf das Maximum normierten Ganzkörper SAR - Werte bei 1966 MHz, aufgetragen über die unterschiedlich großen Ellipsoide für die 3 genannten Ausrichtungen zur einfallenden HEW.

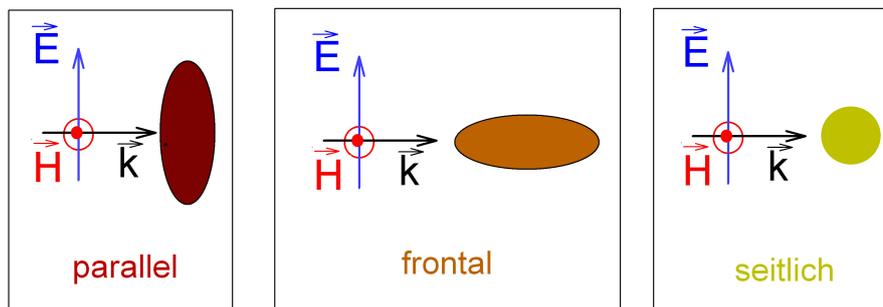
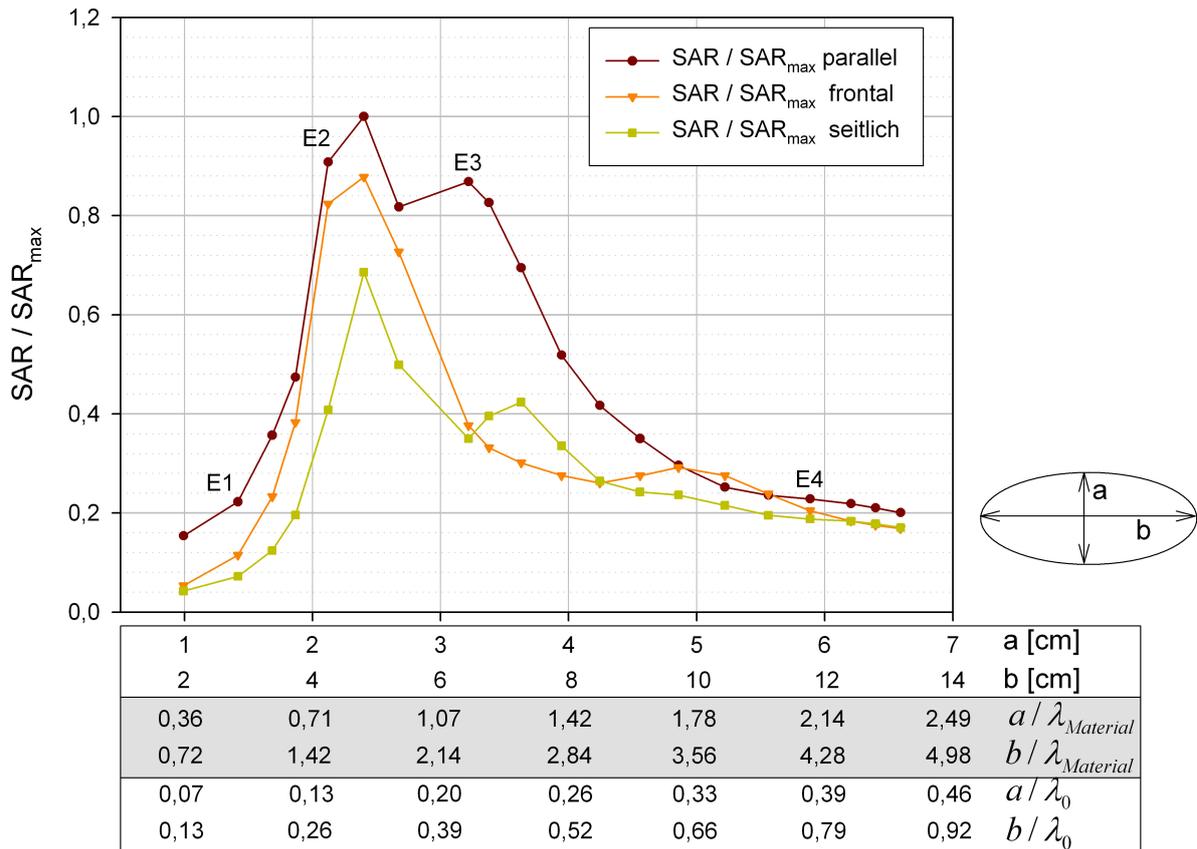


Abbildung 3.1: Auf das Maximum normierte Ganzkörper SAR - Werte für den senkrechten Einfall einer HEW auf Ellipsoide unterschiedlicher Ausdehnung ($f = 1966 \text{ MHz}$)

Die SAR - Werte sind als Funktion der Abmessungen der Querachsen und der Längsachsen der Ellipsoide dargestellt. Außerdem werden die zugehörigen Achsenabmessungen in Bezug auf die Wellenlänge im Material und auf die Wellenlänge im Freiraum angegeben. Vier Ergebnisse sind mit E1 - E4 markiert, da die Feldverteilungen dieser Ellipsoide im Verlauf

dieses Abschnittes noch detailliert betrachtet werden und diese so besser zugeordnet werden können.

Die Einkopplung eines elektromagnetischen Feldes in ein Objekt wird vor allem durch die Stetigkeitsbedingungen an einer Grenzfläche bestimmt [88].

An der Grenzfläche zwischen 2 Medien gilt:

$$\vec{n} \times (\vec{E}_2 - \vec{E}_1) = 0, \quad (3.1)$$

$$\vec{n} \cdot (\vec{D}_2 - \vec{D}_1) = \begin{cases} 0, & \text{keine Oberflächenladung} \\ \rho_F & \end{cases}. \quad (3.2)$$

Trägt das Objekt keine Oberflächenladung, dann folgt aus 3.2:

$$\varepsilon_2 \vec{E}_2 \cdot \vec{n} = \varepsilon_1 \vec{E}_1 \cdot \vec{n}, \quad (3.3)$$

$$E_{2n} = \frac{\varepsilon_1}{\varepsilon_2} E_{1n}. \quad (3.4)$$

Aus den Gleichungen 3.1 und 3.4 folgt, dass die tangentialen elektrischen Feldstärken an der Oberfläche des Objekts stetig sind, während die Normalkomponente des elektrischen Feldes E_{2n} an der Oberfläche des Objekts von dem Verhältnis der Permittivitäten $\frac{\varepsilon_1}{\varepsilon_2}$ abhängt. Generell ist die Permittivität von biologischem Gewebe wesentlich größer als die von Luft, so dass unabhängig von der Polarisierung und Einfallrichtung der HEW auf das Objekt ein Großteil des Feldes reflektiert wird. Des Weiteren ist aufgrund der größeren Permittivität des biologischen Gewebes, die Normalkomponente des elektrischen Feldes im Objekt sehr klein im Vergleich zu der in Luft. Da die tangentialen Feldkomponenten gleich groß sind, kann im Umkehrschluss davon ausgegangen werden, dass die Einkopplung in das Objekt groß ist, wenn ein Großteil der Oberfläche des Objekts parallel zur Polarisationsrichtung des einfallenden Feldes liegt.

Die in Abbildung 3.1 aufgetragenen SAR hängen bei allen 3 Anordnungen stark von der Ausdehnung des Ellipsoids im Vergleich zur Wellenlänge ab. Ein 1,15 g - Ellipsoid mit Achsenabmessungen von $1 \text{ cm} \times 1 \text{ cm} \times 2 \text{ cm}$ ist sehr klein gegenüber der Wellenlänge im freien Raum von $\lambda_0 \approx 0,15 \text{ m}$; bei dieser ist, wie aus Abbildung 3.1 ersichtlich, die im Gewebe absorbierte Leistung und damit die SAR sehr gering. Bei einer Ausdehnung des Ellipsoids von $\frac{a}{\lambda_{Material}} \approx 0,85$ ($\frac{a}{\lambda_0} \approx 0,16$) und $\frac{b}{\lambda_{Material}} \approx 1,7$ ($\frac{b}{\lambda_0} \approx 0,32$) liegt ein Maximum der SAR für alle 3 Einfallrichtungen und Polarisierungen der einfallenden Welle vor. In der Literatur sind für den Einfall einer parallel zur Längsachse des Ellipsoids linear polarisierten HEW ähnliche Ergebnisse dokumentiert [80]. Größere Abmessungen des Ellipsoids lassen einen deutlichen Abfall der SAR erkennen.

Wie bereits in Abschnitt 2.4.2 beschrieben wurde, wird im weiteren Verlauf dieser Arbeit die Exposition von Mäusen unterschiedlicher Größe betrachtet. Üblicherweise haben ausgewachsene Mäuse eine Ausdehnung quer zur Körperlängsachse von ca. 3 cm und eine Länge von ca. 6 cm; sie werden am ehesten durch Ellipsoide mit den genannten Abmessungen der Quer- und Längsachsen approximiert. Aus Abbildung 3.1 ist ersichtlich, dass für diese Abmessungen die Einkopplung der elektrischen Feldstärke in die Ellipsoide für eine parallel zur Längsachse des Ellipsoids polarisierte HEW erwartungsgemäß am effektivsten ist. Weiterhin

3.2. Einfluss der Modellgröße auf die SAR

können unterschiedliche Ausrichtungen des Ellipsoids zur einfallenden HEW Differenzen in der SAR von über 50 % bewirken.

In den Abbildungen 3.2 bis 3.5 ist beispielhaft der Betrag der elektrischen Feldstärke in Ellipsoiden unterschiedlicher Ausdehnungen, die in Abbildung 3.1 mit E1 - E4 markiert sind, für den Einfall einer parallel zur Längsachse der Ellipsoide polarisierten HEW dargestellt. Die linken Abbildungen zeigen Schnitte mittig in der xy - Ebene, und in den rechten Abbildungen sind Schnitte mittig in der xz - Ebene dargestellt.

Zur Unterstützung der Interpretation der folgenden Ergebnisse wird zunächst die Eindringtiefe δ bestimmt.

$$\delta = \frac{1}{\omega} \left[\frac{\mu_0 \varepsilon_0 \varepsilon_r'}{2} \left(\sqrt{1 + \left(\frac{\kappa}{\omega \varepsilon_0 \varepsilon_r'} \right)^2} - 1 \right) \right]^{-\frac{1}{2}}. \quad (3.5)$$

Diese ist definiert anhand des Modells einer HEW, die sich in einem verlustbehafteten Material ausbreitet, und gibt die Strecke an, nach der die Amplitude der Welle durch Dämpfung im Material auf das $\frac{1}{e}$ - fache des Ausgangswertes abgenommen hat. Die Eindringtiefe liegt im UMTS - Frequenzbereich für biologisches Gewebe in der Größenordnung eines Zentimeters. Sie ergibt sich aus Gleichung 3.5 mit den genannten Materialdaten und einer Frequenz von 1966 MHz zu:

$$\delta = 1,26 \text{ cm} \quad (3.6)$$

und liegt damit in der Größenordnung der betrachteten Objekte. Für $\frac{\kappa}{\omega \varepsilon_0} \rightarrow \infty$ ist die Eindringtiefe verschwindend gering, so dass dann die Feldstärke im Objekt annähernd Null ist und nahezu keine Leistung absorbiert wird.

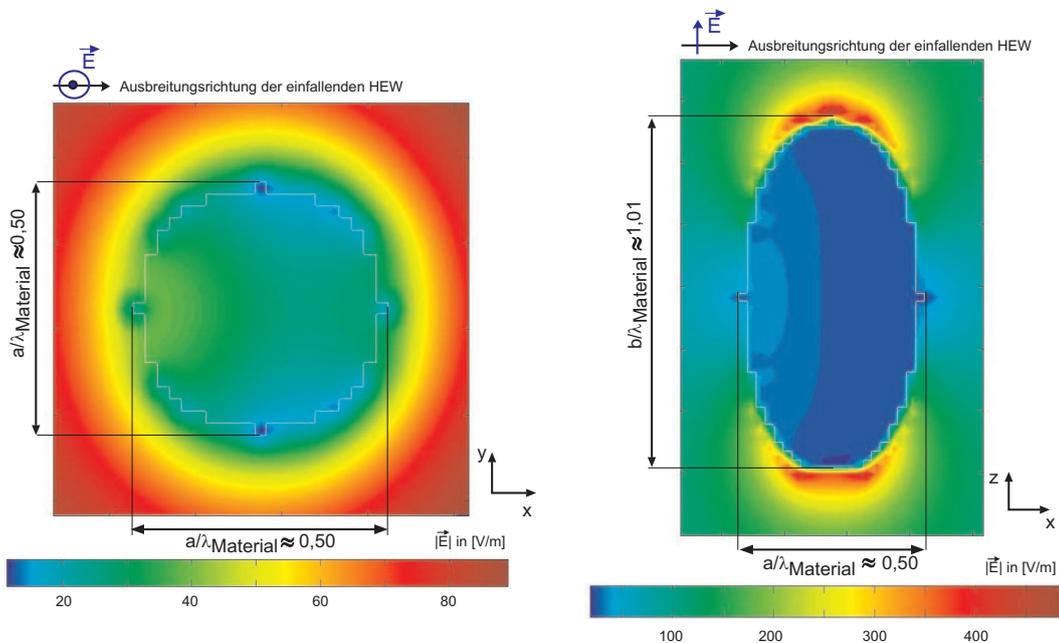


Abbildung 3.2: Ellipsoid E1 (Abmessungen: ca. $1,4 \text{ cm} \times 1,4 \text{ cm} \times 2,8 \text{ cm}$): Feldverteilung in einem Ellipsoid mit einer Masse von $3,5 \text{ g}$ ($f = 1966 \text{ MHz}$); $|\vec{E}|$ in $[\frac{\text{V}}{\text{m}}]$

3.2. Einfluss der Modellgröße auf die SAR

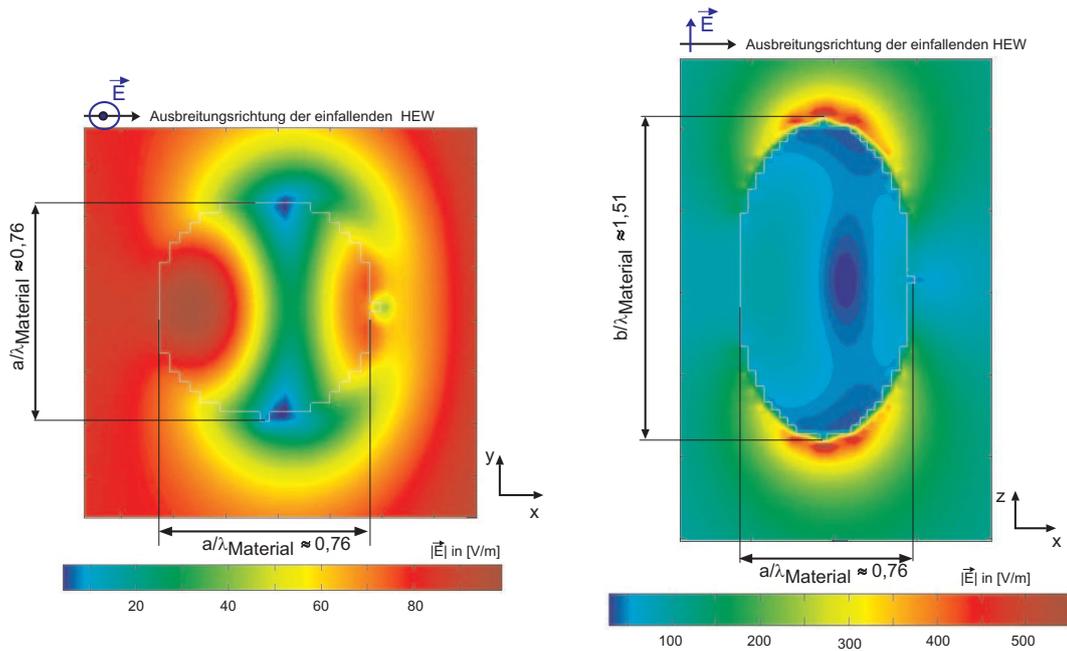


Abbildung 3.3: Ellipsoid E2 (Abmessungen: ca. $2,0\text{ cm} \times 2,0\text{ cm} \times 4\text{ cm}$): Feldverteilung in einem Ellipsoid mit einer Masse von $10,5\text{ g}$ ($f = 1966\text{ MHz}$); $|\vec{E}|$ in $[\frac{\text{V}}{\text{m}}]$

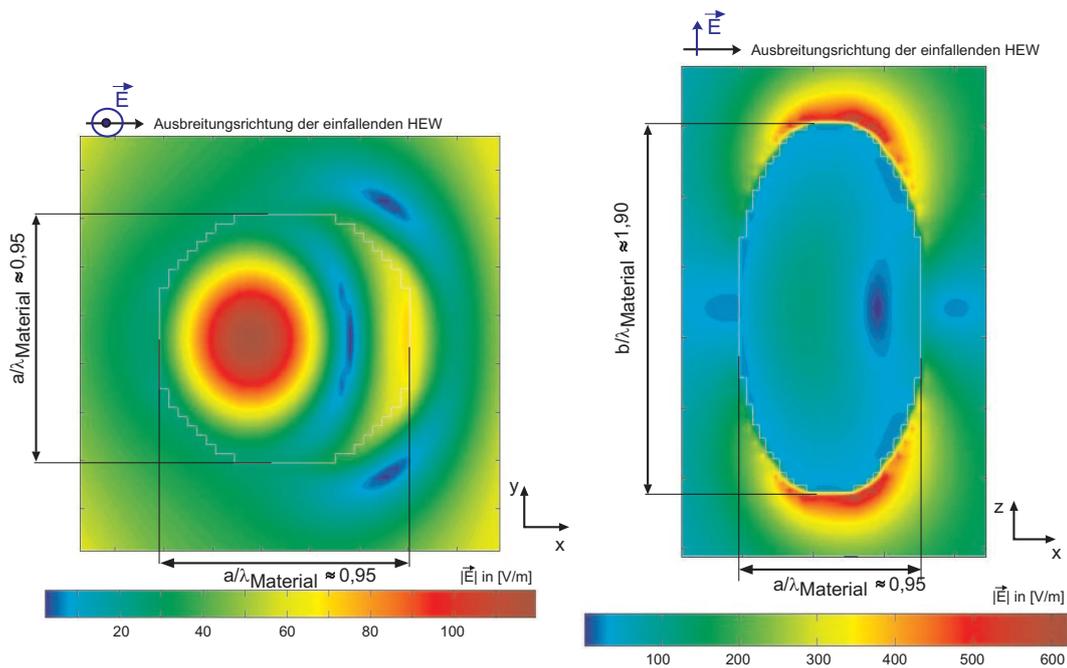


Abbildung 3.4: Ellipsoid E3 (Abmessungen: ca. $2,7\text{ cm} \times 2,7\text{ cm} \times 5,4\text{ cm}$): Feldverteilung in einem Ellipsoid mit einer Masse von $23,5\text{ g}$ ($f = 1966\text{ MHz}$); $|\vec{E}|$ in $[\frac{\text{V}}{\text{m}}]$

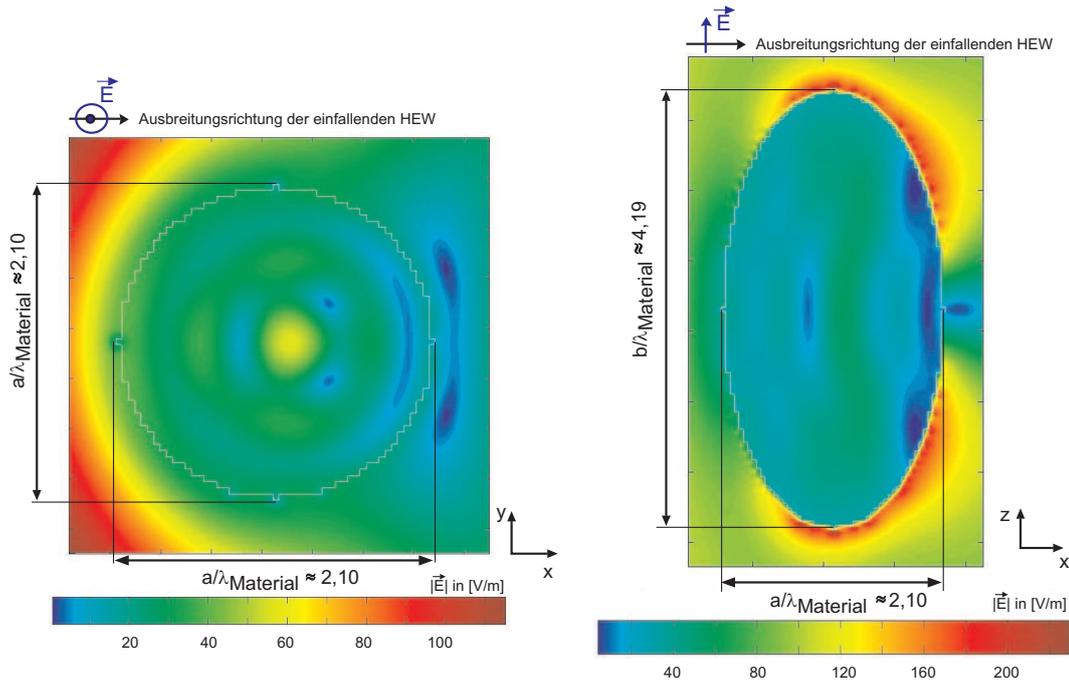


Abbildung 3.5: Ellipsoid E4 (Abmessungen: ca. $5,9\text{ cm} \times 5,9\text{ cm} \times 11,8\text{ cm}$): Feldverteilung in einem Ellipsoid mit einer Masse von 250 g ($f = 1966\text{ MHz}$); $|\vec{E}|$ in $[\frac{V}{m}]$

Abbildung 3.2 zeigt die Feldverteilung in dem sehr kleinen Ellipsoid E1 im Vergleich zur Freifeldwellenlänge mit einer Masse von ca. $3,5\text{ g}$. Aufgrund der geringen Abmessungen des Ellipsoids stört dieser das einfallende Feld kaum. Die Ausdehnung des Ellipsoids in Ausbreitungsrichtung liegt in der Größenordnung der Eindringtiefe δ . Die elektrische Feldstärke im Ellipsoid ist sehr niedrig und fällt in Ausbreitungsrichtung der Welle geringfügig ab. Aufgrund der kleinen Abmessungen des Ellipsoids und der daraus resultierenden größeren Krümmung der Oberfläche ist der Anteil der HEW, der senkrecht auf die Oberfläche des Ellipsoids einfällt, klein. Daraus resultierend ist der Anteil der tangential zur Längsachse des Ellipsoids polarisierten elektrischen Feldstärke gering, so dass die in den kleinen Ellipsoid einkoppelnde Feldstärke niedrig ist. Wegen der geringen Abmessungen bezogen auf die Wellenlänge im Material sind bei dem ca. $3,5\text{ g}$ schweren Ellipsoid noch keine Maxima und Minima aufgrund von Stehwelligkeit beobachtbar. Insgesamt ergibt sich ein niedriger SAR-Wert.

In den Ellipsoiden E2 - E4, bei denen die Querachse größer $\frac{\lambda_{Material}}{2}$ ist, sind aufgrund der Stehwelligkeit Maxima und Minima der elektrischen Feldstärke beobachtbar. Bei der Betrachtung der ca. $10,5\text{ g}$ und $23,5\text{ g}$ schweren Ellipsoide E2 und E3 sind deutliche Variationen der Feldverteilung in den Ellipsoiden sichtbar, die sich durch Interferenzen der einfallenden Welle mit der an der Rückseite der Ellipsoide reflektierten Welle sowie durch Mehrfachreflexionen ergeben. Bei einem Gewicht des Ellipsoids von ca. $23,5\text{ g}$ ist die Ausdehnung des Ellipsoids in Ausbreitungsrichtung etwas kleiner als eine Wellenlänge im Material. In Abbildung 3.4 ist an der Rückseite dieses Ellipsoids eine Feldüberhöhung und im Ellipsoid ein ausgeprägtes Minimum der elektrischen Feldstärke erkennbar.

Die in Abbildung 3.5 dargestellte Feldverteilung in einem größeren Ellipsoid E4 mit einem Gewicht von ca. $250,5\text{ g}$ und einer Ausdehnung in Ausbreitungsrichtung von mehreren Wellenlängen im Material weist mehrere Minima und Maxima auf. Wird der Ellipsoid sehr

groß / lang gewählt, kann dieser näherungsweise mit einem ebenen geschichteten Modell verglichen werden [89], auf das eine HEW einfällt. Bei dem geschichteten Modell kann ebenso eine Stehwelligkeit aufgrund der Interferenzen von einfallendem Feld und reflektierten Feldanteilen (Einfach - und Mehrfachreflexion) beobachtet werden.

3.3 Variabilität der elektrischen Materialparameter

Wie im Abschnitt 2.4.3 dargestellt wurde, unterscheiden sich die Parameter der Gewebe unterschiedlicher Tiere; außerdem ist die Messung der Parameter mit Unsicherheiten behaftet. Es soll deshalb in diesem Abschnitt untersucht werden, wie stark sich die Ganzkörper - SAR bei Variation der Materialparameter ändert. Offensichtlich würde eine systematische Variation aller Parameter zu einer extrem hohen Anzahl durchzuführender Rechnungen führen. Die Untersuchungen hier beschränken sich deshalb wieder auf das Körpermodell eines Ellipsoids mit homogener Materialverteilung, wobei zum einen bei konstanter Leitfähigkeit der Realteil der Permittivität und zum anderen umgekehrt bei konstantem Realteil der Permittivität die Leitfähigkeit variiert wird. (Dabei werden Parametersätze verwendet, die nicht physikalisch sind, was die Aussagekraft der Ergebnisse hinsichtlich der hier interessierenden Fragestellung nicht mindert.)

Beispielhaft wird dazu das Modell einer linear polarisierten HEW verwendet, die senkrecht auf einen Ellipsoid mit einer Masse von ca. 17 g und den Achsenabmessungen von $2,6\text{ cm} \times 2,6\text{ cm} \times 5,2\text{ cm}$ trifft. Es werden 3 unterschiedliche Ausrichtungen der Hauptachsen des Ellipsoids zur einfallenden HEW (analog zur Vorgehensweise in Abschnitt 3.2) betrachtet. Die Abbildungen 3.6 und 3.7 zeigen die auf das Maximum normierten Ganzkörper - SAR in Abhängigkeit von ε'_r und κ für die 3 genannten Anordnungen. Üblicherweise liegen die Werte für κ von biologischem Gewebe bei einer Frequenz von ca. 2000 MHz zwischen $0,05\frac{\text{S}}{\text{m}}$ und $1,5\frac{\text{S}}{\text{m}}$, und der Wertebereich von ε'_r für biologisches Gewebe befindet sich bei dieser Frequenz im betrachteten Intervall von 1 bis 80.

3.3. Variabilität der elektrischen Materialparameter

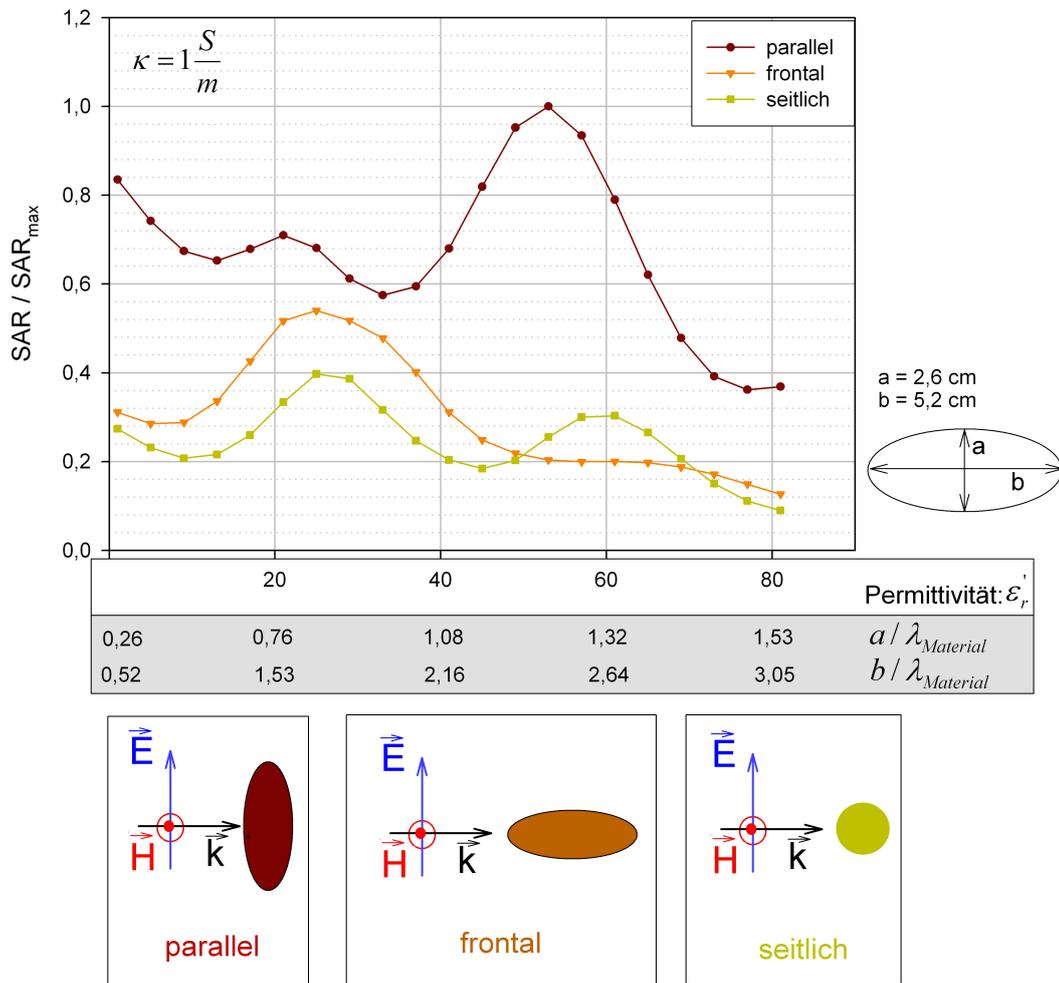


Abbildung 3.6: Ganzkörper - SAR in Abhängigkeit von ϵ_r' ($\kappa = 1 \frac{S}{m}$), $f = 1966 \text{ MHz}$

3.3. Variabilität der elektrischen Materialparameter

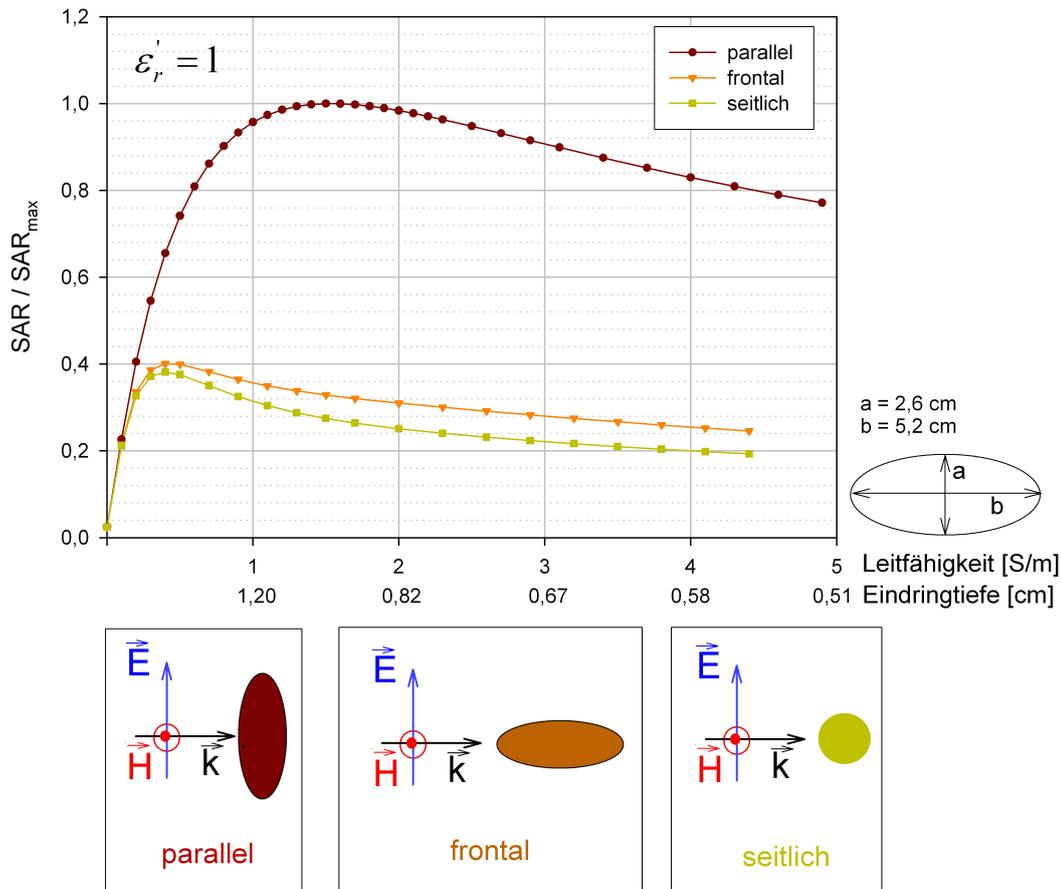


Abbildung 3.7: Ganzkörper - SAR in Abhängigkeit von κ ($\epsilon'_r = 1$), $f = 1966$ MHz

Aus den Abbildungen ist ersichtlich, dass die Einkopplung in den Ellipsoid über den gesamten Wertebereich von ϵ'_r und κ für eine parallel zur Längsachse des Ellipsoids polarisierte HEW größer als in den zwei weiteren betrachteten Fällen ist, da ein Großteil der Oberfläche des Ellipsoids tangential zur elektrischen Feldstärke des einfallenden Feldes ausgerichtet ist.

In Abbildung 3.6 sind die Maxima und Minima der SAR bei unterschiedlichen Werten von ϵ'_r zu sehen ($\kappa = 1$ S/m), die aufgrund der durch Reflexionen an der Rückseite des Ellipsoids bedingten Stehwelligkeit zustande kommen. Besonders starke Änderungen der SAR - Werte als Funktion von ϵ'_r ergeben sich für den Einfall einer parallel zur Längsachse des Ellipsoids polarisierten HEW rechts und links des größten Maximums zwischen 40 und 50 sowie zwischen 60 und 70. Bei einer angenommenen Unsicherheit der Permittivität von $\pm 10\%$, ausgehend von $\epsilon'_r = 45$, variiert die SAR im Bereich von ca. 0,66 bis 0,97, also um etwa $\pm 19\%$. Wie bereits in Abschnitt 2.4.3 beschrieben, sind die Materialparameter einiger Gewebearten mit einer Unsicherheit von $\pm 25\%$ angegeben, so dass beim zugrunde legen dieser Unsicherheiten, ausgehend von $\epsilon'_r = 64$, der mögliche SAR-Bereich die gesamte fallende Flanke der dargestellten Funktion umfasst, von ca. 0,36 bis 1. (vgl. Abbildung 3.6). Im schlechtesten Fall ist also durch eine Variation von ϵ'_r um 25% eine Änderung der SAR von bis zu $\pm 42\%$ möglich.

In Abbildung 3.7 ist die Ganzkörper SAR über κ aufgetragen ($\epsilon'_r = 1$). Mit zunehmender

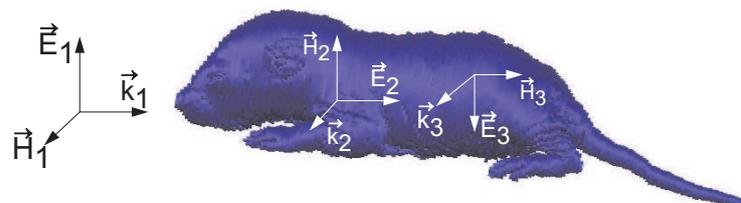
Leitfähigkeit steigt die Absorption im Gewebe bis zu einem Maximalwert an und fällt mit weiter zunehmender Leitfähigkeit wieder ab. Dabei ist die Steigung der in Abbildung 3.7 aufgetragenen Kurven im unteren Wertebereich von κ besonders groß, was für Toleranzen in κ im interessierenden Wertebereich von etwa $0,5 \frac{S}{m}$ bis $1,5 \frac{S}{m}$ höhere Variationen der SAR als im Wertebereich $\kappa \gtrsim 1,5 \frac{S}{m}$ zur Folge hat. Da die Absolutwerte für κ allerdings relativ klein sind, hat eine Toleranz in κ von $\pm 10\%$ im „worst case“ nur eine Änderung der SAR von ungefähr 5% zur Folge (vgl. Abbildung 3.7).

Aus den dargestellten Zusammenhängen zwischen der SAR und den Materialparametern ist ersichtlich, dass die Unsicherheit der Permittivität ϵ'_r die Variabilität der SAR dominiert.

3.4 SAR und Temperaturberechnungen für ein hochaufgelöstes, anatomisch korrektes Rattenmodell

In den vorherigen Abschnitten wurde als stark vereinfachtes Körpermodell für Tiere ein homogen gefüllter Ellipsoid verwendet. Die dosimetrische Auswertung der dieser Arbeit zugrundeliegenden Studie erfordert numerische Berechnungen anhand anatomisch korrekter Körpermodelle im realen Expositionsfeld. Da die Komplexität des Gesamtproblems sehr viel größer als die der bisher betrachteten Szenarien ist, wird als weiterer Zwischenschritt zunächst ein anatomisch korrektes Körpermodell im Feld einer HEW betrachtet.

Dazu fällt eine linear polarisierte, homogene ebene Welle auf ein anatomisch korrektes Rattenmodell mit einer Masse von ca. 17 g und einer räumlichen Auflösung von $0,5\text{ mm}$. Die Amplitude der elektrischen Feldstärke beträgt 100 V/m . Es werden hier für drei unterschiedliche Einfallrichtungen bzw. Orientierungen der elektrischen Feldstärke bzgl. des Rattenmodells (vgl. Abbildung 3.8) die spezifischen Absorptionsraten und zusätzlich die Temperaturerhöhungen im stationären Zustand aufgrund absorbiertes HF-Leistung analysiert. In den mit konstanter Orientierung des Rattenmodells gezeigten Darstellungen können somit wieder die zu den vorherigen Abschnitten analogen Fälle identifiziert werden.



- 1: frontaler Einfall
- 2: seitlicher Einfall; E-Feld liegt parallel zur Längsachse des Modells
- 3: seitlicher Einfall; H-Feld liegt parallel zur Längsachse des Modells

Abbildung 3.8: Darstellung unterschiedlicher Polarisierungen und Einfallrichtungen einer homogenen ebenen Welle auf das verwendete Rattenmodell

In den Abbildungen 3.9 bis 3.11 sind die SAR Verteilungen mit den dazugehörigen Verteilungen der Temperaturerhöhung im stationären Zustand für die unterschiedlichen Einfallrichtungen und Polarisierungen der HEW dargestellt. In Abbildung 3.9 fällt die Welle frontal auf das Rattenmodell ein. Die elektrische Feldstärke ist in Richtung der y -Achse polarisiert. Die Abbildungen 3.10 und 3.11 zeigen die SAR - und Temperaturverteilungen für den seitlichen

3.4. SAR und Temperaturberechnungen für ein hochaufgelöstes, anatomisch korrektes Rattenmodell

Einfall der HEW auf das Rattenmodell. In Abbildung 3.10 liegt die elektrische Feldstärke parallel und in Abbildung 3.11 senkrecht zur Längsachse des Modells. Die dunklen bzw. weißen Linien in den Darstellungen der SAR - bzw. Temperaturverteilung entsprechen den Materialgrenzen.

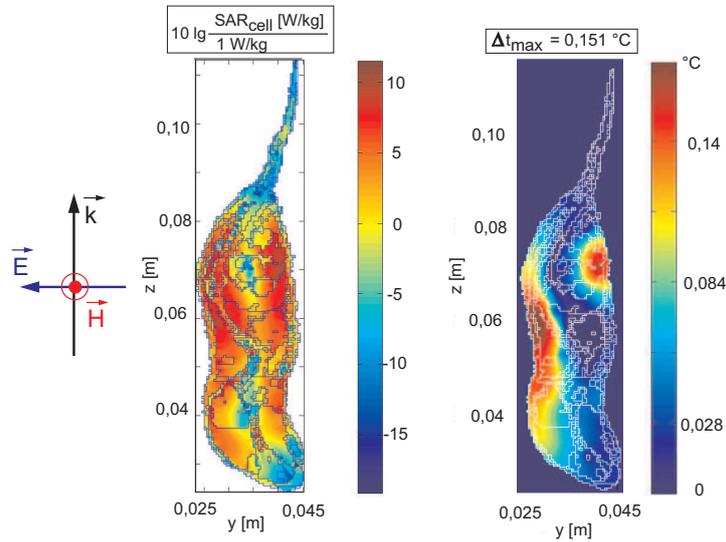


Abbildung 3.9: SAR - und Temperaturverteilung für den frontalen Einfall einer HEW auf das Rattenmodell; $\vec{k} = k_z \vec{e}_z$, $\vec{E} = -E_y \vec{e}_y$, $\vec{H} = H_x \vec{e}_x$, $f = 1966 \text{ MHz}$

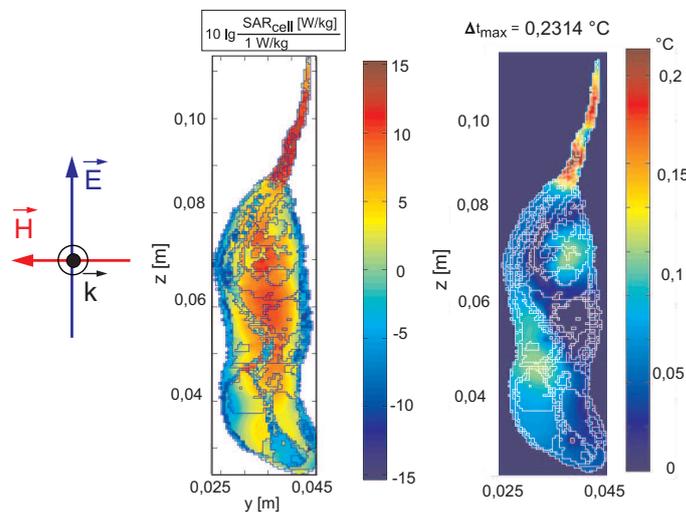


Abbildung 3.10: SAR - und Temperaturverteilung für den seitlichen Einfall einer HEW auf das Rattenmodell; E - Feld liegt parallel zur Längsachse des Modells.
 $\vec{k} = k_x \vec{e}_x$, $\vec{E} = E_z \vec{e}_z$, $\vec{H} = -H_y \vec{e}_y$, $f = 1966 \text{ MHz}$

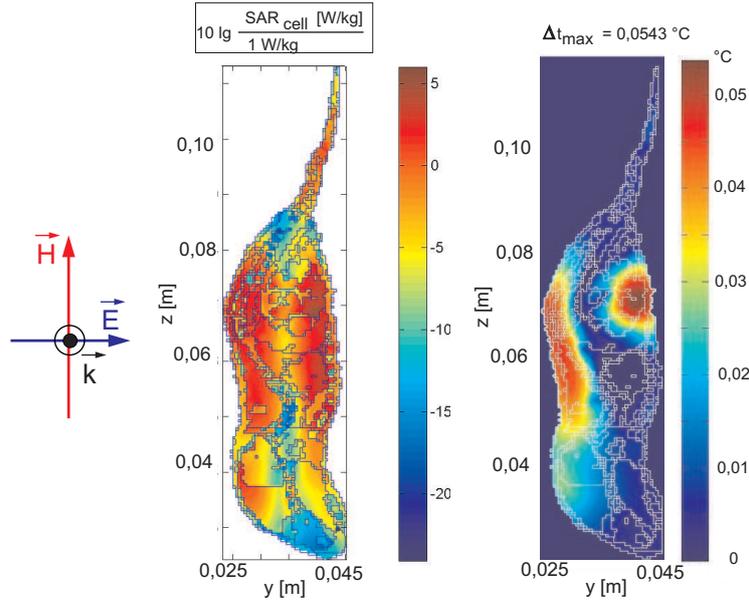


Abbildung 3.11: SAR - und Temperaturverteilung für den seitlichen Einfall einer HEW auf das Modell; H - Feld liegt parallel zur Längsachse des Modells.

$$\vec{k} = k_x \vec{e}_x, \vec{E} = E_y \vec{e}_y, \vec{H} = H_z \vec{e}_z, f = 1966 \text{ MHz}$$

Hohe SAR treten für die seitlich (H-Feld ist parallel zur Längsachse des Körpermodells gerichtet) und frontal auf das Rattenmodell einfallende HEW überwiegend an der Oberfläche des Modells auf, wobei für die seitlich einfallende HEW ebenso im Bereich des Schwanzes höhere SAR auftreten. Allerdings ist der Maximalwert der SAR für diese Anordnung deutlich geringer (vgl. Abbildungen 3.9 und 3.11) als für die 2 weiteren betrachteten Anordnungen. Wenn die HEW seitlich auf das Rattenmodell einfällt und die elektrische Feldstärke parallel zur Längsachse des Körpermodells polarisiert ist, treten hohe SAR Werte im Inneren des Rattenmodells sowie im Schwanz auf. Die Werte der SAR - Verteilung sind für diese betrachtete Anordnung am größten (vgl. Abbildung 3.10). Lokale Teilkörper - SAR werden in Abschnitt 3.5.1 betrachtet. Wie aus den Abbildungen 3.9 bis 3.11 erkennbar ist, können Bereiche hoher SAR nicht direkt mit Bereichen großer Temperaturerhöhung korreliert werden, allerdings ist für die Anordnung, bei der die höchste lokale SAR auftritt, auch die lokale Temperaturerhöhung am größten. Aus den Abbildung 3.9 bis 3.11 ist ersichtlich, dass die Ganzkörper - SAR und die maximale Temperaturerhöhung, im Falle eines parallel zur Längsachse des Rattenmodells polarisierten E - Feldes am größten ist.

In Tabelle 3.1 sind die Ganzkörper - SAR und die Werte maximaler Temperaturerhöhung im stationären Zustand pro Voxel für die untersuchten Fälle angegeben.

3.5. Vergleich der Richtlinien ICNIRP & IEEE bezüglich der lokalen Teilkörper - SAR in einem hochaufgelösten, anatomisch korrekten Rattenmodell

Modell	Ganzkörper - SAR [W/kg]	maximale Temperaturerhöhung [°C] im Objekt für ein Voxel
1: frontaler Einfall:	1,41	0,152
2: seitlicher Einfall: E - Feld liegt parallel zur Längsachse des Modells	2,47	0,232
3: seitlicher Einfall: H - Feld liegt parallel zur Längsachse des Modells	0,70	0,056

Tabelle 3.1: Ganzkörper SAR - Werte und maximale Temperaturerhöhung (stationärer Zustand) für die 3 betrachteten Anordnungen mit $|\vec{E}_{inc}| = 100 \frac{V}{m}$

Wie bereits in den beiden letzten Abschnitten gezeigt wurde, ist aus Tabelle 3.1 erkennbar, dass auch bei den Betrachtungen eines anatomisch korrekten Rattenmodells die Einkopplung in das Objekt am größten ist, wenn die elektrische Feldstärke der einfallenden HEW parallel zur Längsachse des Rattenmodells ausgerichtet ist.

Aus den numerischen Berechnungen ist ersichtlich, dass es nicht möglich ist, eine pauschale Aussage über den Zusammenhang zwischen lokal hohen SAR - Werten und lokal großen Temperaturdifferenzen im stationären Zustand zu machen. Die Verlustleistungsdichte, auch als Wärmegenerationsrate bezeichnet (vgl. Abschnitt 2.2.3), wird bei der Temperaturberechnung als Wärmequelle berücksichtigt und ist proportional zur zeitlichen Änderung der Temperatur. Ausgehend von der SAR - Verteilung als Wärmequelle ändert sich also die Temperaturverteilung über die Zeit entsprechend den Material - und Geometrieparametern, so dass dort, wo lokal hohe SAR Werte vorliegen, nicht zwangsläufig eine große Temperaturerhöhung im stationären Zustand auftritt.

3.5 Vergleich der Richtlinien ICNIRP & IEEE bezüglich der lokalen Teilkörper - SAR in einem hochaufgelösten, anatomisch korrekten Rattenmodell

3.5.1 Teilkörper - SAR - Berechnung

In den amerikanischen IEEE - Standards C95.1 und C95.3 [61, 62] werden die Grenzwerte für die Exposition von Menschen und Richtlinien für die praktische Bestimmung der Teilkörper - SAR festgelegt. Als Mittelungsvolumen ist die Form eines Würfels mit einer Masse von 10 g vorgegeben (vgl. Abschnitt 2.2.3.1). Die europäischen ICNIRP - Richtlinien [58] geben für das Mittelungsvolumen keine feste Form vor; dieses muss nur zusammenhängend sein und ebenfalls eine Masse von 10 g besitzen (vgl. Abschnitt 2.2.3.2).

Bei der Teilkörper - SAR Berechnung ist die Form des Mittelungsvolumens für das Ergebnis nicht vernachlässigbar. Obwohl die Teilkörper - SAR - Grenzwerte, entsprechend der genannten Standards, in sehr unterschiedlich geformten Gewebestücken ermittelt werden, gelten für die lokale Exposition von Menschen dennoch dieselben Grenzwerte; diese sind für unterschiedliche Körperbereiche vorgegeben. Für die lokale Exposition in Kopf und Rumpf

3.5. Vergleich der Richtlinien ICNIRP & IEEE bezüglich der lokalen Teilkörper - SAR in einem hochaufgelösten, anatomisch korrekten Rattenmodell

gilt ein Grenzwert von $2 \frac{W}{kg}$, und für die Exposition der Extremitäten ist ein Teilkörper - Grenzwert von $4 \frac{W}{kg}$ festgelegt. Die Standards unterscheiden sich geringfügig hinsichtlich der Zuordnung der Körperteile zu den genannten Expositionsbereichen Kopf, Rumpf und Extremitäten. Während beispielsweise die Exposition der Ohrmuschel und des äußeren Ohres nach der ICNIRP - Richtlinie zur Exposition des Kopfes gerechnet werden, ist nach dem Wortlaut des IEEE - Standards dieser Bereich den Extremitäten zugeordnet. Somit gilt nach dem IEEE - Standard für die Ohrmuschel und das äußere Ohr der höhere Grenzwert von $4 \frac{W}{kg}$ für die Teilkörper - SAR.

In den im Folgenden betrachteten Studien werden kleine Nagetiere verwendet. Wie bereits erwähnt, werden Grenzwerte sowohl in den aktuellen ICNIRP - Richtlinien als auch im IEEE - Standard nur für die Exposition von Menschen festgelegt. Aufgrund der sehr viel kleineren Masse von Nagetieren im Vergleich zum Menschen wird im Folgenden bei der Betrachtung der Teilkörper - SAR über eine Gewebemasse von 1 g (anstelle von 10 g, vgl. [62, 58]) gemittelt. Eine Unterscheidung der Expositionsbereiche im Tier wird nicht durchgeführt.

Beispielhaft werden für den senkrechten Einfall einer linear polarisierten HEW mit einer Amplitude der elektrischen Feldstärke von 100 V/m auf ein anatomisch korrektes Rattenmodell mit einer Auflösung von 0,5 mm und einem Gewicht von etwa 17 g die Teilkörper - SAR - Werte mit den in den Abschnitten 2.2.3.1 und 2.2.3.2 vorgestellten Algorithmen berechnet und verglichen. Das elektrische Feld der einfallenden HEW ist dabei parallel zur Längsachse des Rattenmodells polarisiert, um eine maximale Einkopplung zu erreichen. Abbildung 3.12 oben zeigt die Form des zusammenhängenden Gebietes für die maximale Teilkörper - SAR über eine Gewebemasse von 1 g, welche ähnlich den ICNIRP - Richtlinien ermittelt wurde. In Abbildung 3.12 unten ist die Position des Mittelungsvolumens im Rattenmodell rot markiert. In Abbildung 3.13 oben ist der entsprechend dem IEEE - Entwurf verwendete Gewebewürfel mit einer Masse von 1 g dargestellt, der dem Mittelungsvolumen mit dem maximalen Teilkörper - SAR (Berechnung gemäß 2.2.3.1) zugeordnet ist. Darunter ist die Position des Würfels im Rattenmodell dargestellt. Tabelle 3.2 listet die maximalen Teilkörper - SAR auf.

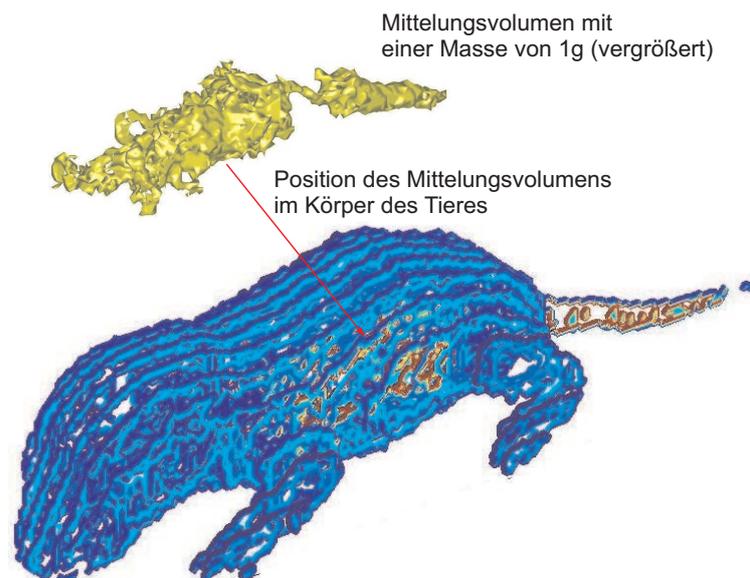


Abbildung 3.12: Form und Position des zusammenhängenden Gebietes mit einer Masse von 1 g, dem die maximale Teilkörper - SAR, die ähnlich der ICNIRP - Richtlinie berechnet wurde, zugeordnet ist ($f = 1966 MHz$).

3.5. Vergleich der Richtlinien ICNIRP & IEEE bezüglich der lokalen Teilkörper - SAR in einem hochaufgelösten, anatomisch korrekten Rattenmodell

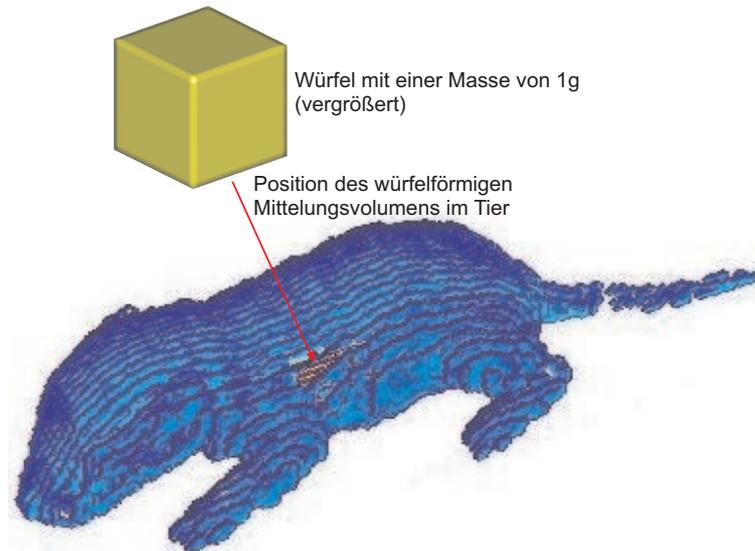


Abbildung 3.13: Form und Position des zusammenhängenden Gebietes mit einer Masse von 1 g, dem die maximale Teilkörper - SAR, die ähnlich dem im IEEE - Entwurf beschriebenen Algorithmus berechnet wurde, zugeordnet ist ($f = 1966 \text{ MHz}$).

	ICNIRP (ähnlich)	IEEE (ähnlich)
Teilkörper - SAR über 1 g gemittelt; normiert auf die maximale Teilkörper - SAR	1,00	0,74

Tabelle 3.2: Vergleich der Teilkörper - SAR ähnlich IEEE und ICNIRP

Der Vergleich der Abbildungen 3.12 und 3.13 zeigt deutlich, dass die Gebiete im Rattenmodell, die den maximalen Teilkörper - SAR (gemittelt über 1 g) entsprechen, nicht übereinstimmen. Wird die ICNIRP - Richtlinie zugrunde gelegt, so erhält man für die maximale Teilkörper - SAR einen größeren Wert als unter Verwendung des IEEE - ähnlichen Berechnungsalgorithmus, der als Mittelungsvolumen ein würfelförmiges Gebiet voraussetzt. Es ist zu erwarten, dass der Unterschied der Teilkörper - SAR für größere Objekte, wie beispielsweise dem Menschen höher ausfällt, da aufgrund der größeren Oberfläche, auf die die Welle trifft, und der Eindringtiefe von etwa 1,26 cm, der größte Anteil der Leistung in den äußeren Schichten des Modells absorbiert wird.

3.5.2 Lokale Temperaturberechnung

Für eine maximal zulässige Temperaturerhöhung durch HF - Energie sind bisher weder im IEEE - Standard noch in der ICNIRP - Richtlinie Grenzwerte festgelegt worden. Lokale Zell - bzw. Gewebeschädigungen werden physikalisch durch eine Kern - Körpertemperaturerhöhung oder durch lokal auftretende Temperaturerhöhungen im Gewebe aufgrund absorbierter elektromagnetischer Leistung hervorgerufen. In Fachkreisen wird aktuell diskutiert, ob zusätzlich zu den bestehenden Grenzwerten für die Teilkörper - SAR Grenzwerte für eine zulässige Temperaturerhöhung eingeführt werden sollten.

3.5. Vergleich der Richtlinien ICNIRP & IEEE bezüglich der lokalen Teilkörper - SAR in einem hochaufgelösten, anatomisch korrekten Rattenmodell

Um der Fragestellung eines Zusammenhangs zwischen der maximalen Teilkörper - SAR und der maximalen lokalen Temperaturerhöhung im Gewebe nachzugehen, wird für das in Abschnitt 3.5.1 verwendete Modell die lokale Temperaturerhöhung im stationären Zustand berechnet. Diese wurde analog zu der maximalen Teilkörper - SAR entsprechend der ICNIRP - Richtlinien für ein Mittelungsvolumen beliebiger Form mit einer Masse von 1 g ermittelt.

In Abbildung 3.14 oben ist wieder die Form des zusammenhängenden Gebietes für die maximale lokale Temperaturerhöhung, gemittelt über eine Gewebemasse von 1 g, dargestellt. In Abbildung 3.12 unten ist die Position des Mittelungsvolumens im Rattenmodell rot markiert.

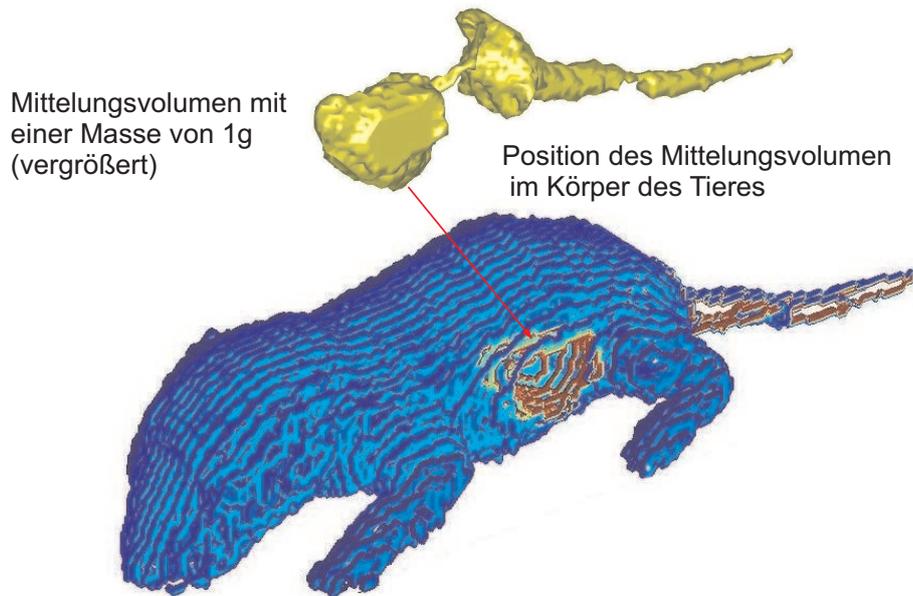


Abbildung 3.14: Form und Position des zusammenhängenden Gebietes für den über 1 g Masse gemittelten maximalen Wert der Temperaturerhöhung aufgrund der absorbierten HF-Energie

Verglichen mit dem Mittelungsvolumen von 1 g für die maximale Teilkörper - SAR nach ICNIRP besitzt das Mittelungsvolumen für die maximale lokale Temperaturerhöhung eine ähnliche Form und befindet sich in einer ähnlichen Position im Tier, während bei Verwendung des dem IEEE - Entwurf ähnlichen Algorithmus für die Berechnung der Teilkörper - SAR kein Zusammenhang zwischen maximaler Teilkörper - SAR und lokaler maximaler Temperaturerhöhung erkennbar ist. Anhand dieses einen Beispiels kann allerdings keine allgemein gültige Regel für einen Zusammenhang zwischen maximaler Teilkörper - SAR und lokaler maximaler Temperaturerhöhung abgeleitet werden.

Auslegung einer Expositionsanlage für „in vivo“ Studien mit frei laufenden Nagetieren

4.1 Einleitung

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurden Mehrgenerationenstudien mit frei laufenden Nagetieren in Kooperation mit Biologen der Jacobs University Bremen und dem Institut für Toxikologie und Experimentelle Medizin (ITEM) in Hannover realisiert. Während dieser Studien wurden Mäuse mit UMTS - Signalen bei einer Frequenz von $f = 1966 \text{ MHz}$ exponiert. Wichtige Ziele dieser Studien waren die Untersuchung der Auswirkung elektromagnetischer Strahlung auf die Tumorbildung und Tumorentwicklung sowie die Untersuchung der Fragestellung, inwieweit die Exposition mit UMTS - Signalen Auswirkungen auf die Nachfolgenerationen hat.

Von Seiten der Biologen gibt es eine Vielzahl von Anforderungen, die eine Expositionsanlage für „in vivo“ - Studien erfüllen muss. Unter den gegebenen Randbedingungen (Raumgröße, finanzieller Rahmen, physikalische Grundgesetze, usw.) und den zur Verfügung stehenden technischen Mitteln können nicht alle Anforderungen gleichermaßen realisiert werden. Oftmals stehen die technischen Notwendigkeiten im Widerspruch zu den biologischen Anforderungen, so dass Kompromisse gefunden und Detaillösungen entwickelt werden müssen. Das technische Konzept und das Design der Anlage müssen immer an das biologische Design der Studie angepasst und auf dieses abgestimmt werden.

Nachfolgend werden im Abschnitt 4.2 die biologischen Anforderungen an eine Expositionsanlage für „in vivo“ - Studien mit frei laufenden Nagetieren und die notwendigen technischen Voraussetzungen, um repräsentative Studienergebnisse zu erhalten, diskutiert. In Abschnitt 4.3 wird die theoretische Feldberechnung in der radialen Wellenleitung, die als Basis für die Expositionsanlage verwendet wird, behandelt, und die Abschnitte 4.4 bis 4.6 befassen sich mit der Dimensionierung und dem Aufbau der Expositionsanlagen sowie mit der Feldverteilung in den realisierten Expositionsanlagen. In Abschnitt 4.7 werden die SAR in einem anatomisch korrekten Mausmodell, welches sich einerseits im realisierten Expositionsfeld und andererseits im Feld einer HEW befindet, verglichen.

4.2 Biologische und technische Anforderungen an die Expositionsanlage

Die biologischen Anforderungen und Vorgaben der biologischen Partner bei „in vivo“ - Projekten betreffen vor allem die Tierhaltung und den Pegel der Exposition. Die biologische Vorgabe „frei laufende Tiere“ beinhaltet, dass sich die Tiere während der Exposition natürlich in den Käfigen bewegen können müssen, so dass Stressreaktionen der Tiere, die nach Aussage der Biologen das Ergebnis der Studie evtl. beeinflussen würden, ausgeschlossen werden können. Des Weiteren können frei laufende Tiere rund um die Uhr exponiert werden, während bei fixierten Tieren die maximale Expositionsdauer durch den kommunalen Tierschutz auf maximal 2 Stunden begrenzt ist. Die Käfige müssen deshalb so geräumig sein, dass sich in ihnen gleichzeitig mehrere Tiere unterschiedlicher Größe aufhalten können. Die Exposition soll rund um die Uhr erfolgen, über mehrere Monate, teilweise über mehrere Jahre.

Um statistisch belastbare Auswertungen der Studien zu ermöglichen, ist eine hohe Anzahl von Tieren notwendig, die nach Möglichkeit zeitgleich exponiert werden sollten, so dass Effekte aufgrund unterschiedlicher Umgebungsbedingungen ausgeschlossen werden können.

Beim Design der Anlage muss die Realisierung der Licht-, Luft-, Trinkwasser- und Nahrungszufuhr bedacht werden. Die Ausleuchtung der Tierbereiche in den Expositionsanlagen muss gleichmäßig sein, da durch die Lichtintensität die Agilität der Tiere beeinflusst wird. Für den Käfigbereich der Expositionsanlage dürfen nur gut zu reinigende Materialien verwendet werden. Die eingesetzten Käfige müssen autoklavierbar sein und dürfen das Expositionsfeld nicht stören. Anstelle der üblichen Metallkäfige, die aufgrund des Materials nicht eingesetzt werden können, kommen hohtemperaturresistente Kunststoffkäfige aus dem Material Polycarbonat (Makrolon) zum Einsatz. Ein einfacher Zugang zu den Käfigbereichen ist notwendig, damit für das diensthabende Personal die Handhabung der Käfige und die Säuberung der Expositionsbereiche nicht erschwert wird.

Die Exposition der Tiere darf nur im nicht thermischen Bereich durchgeführt werden, d.h., die Körpertemperaturerhöhung aufgrund absorbiertes HF - Leistung in den Tieren muss geringer als 1°C sein. Eine Körpertemperaturerhöhung von 1°C gilt bei Biologen als der Grenzwert, bis zu dem die Tiere ihre Körpertemperatur selbstständig regulieren können. Des Weiteren muss eine gleichmäßige Temperaturverteilung im Expositionsraum sichergestellt werden. Bei „in vivo“ - Projekten mit endothermen Tieren ist dieses Kriterium nicht ganz so streng, da diese ihre Körpertemperatur ausgleichen können. Allerdings ist bei „in vivo“ - Studien, die im athermischen Bereich gefahren werden, eine konstante Umgebungstemperatur sehr wichtig, da es ansonsten von der Position der Tiere im Raum abhängen könnte, ob ein Tier Temperaturerhöhungen aufgrund absorbiertes HF - Leistung kompensieren kann oder nicht. Da die eventuell zu erwartenden Effekte aufgrund absorbiertes HF - Leistung in den Tieren im nicht thermischen Bereich sehr gering sind, müssen die Studien verblindet durchgeführt werden, so dass für das Personal nicht erkennbar ist, in welcher Wellenleitung den Tieren welcher Nenn - SAR - Wert zugeordnet ist.

Diese Anforderungen der Biologen erfordern auf technischer Seite eine eindeutige und reproduzierbare Feldverteilung im Expositionsbereich [90, 91]. Das Expositionsfeld muss im Käfigbereich möglichst homogen sein, damit jedes Tier nominell gleichen Expositionsbedingungen unterliegt. Oftmals wird als Expositionsanlage eine Wellenleitung eingesetzt. In dieser sollte die Feldverteilung idealerweise nur von dem Grundwellentyp gebildet werden. Ist

aufgrund der genannten Anforderungen die Ausbreitung mehrerer Wellentypen unvermeidbar, müssen diese durch technische Modifikationen der Wellenleitung unterdrückt werden. Nur unter diesen Voraussetzungen lässt sich eine reproduzierbare Feldverteilung gewährleisten. Die Feldverteilung muss analytisch oder numerisch oder messtechnisch bestimmbar sein. Eine analytische Feldberechnung kann in den meisten praktischen Anwendungsfällen nur für Vorüberlegungen herangezogen werden, da aufgrund des komplexen Designs der Expositionsanlagen oftmals eine analytische Berechnung der Feldverteilung für den endgültigen Aufbau nicht möglich ist. Eine messtechnische Feldanalyse ist notwendig, um die analytischen bzw. numerischen Berechnungen verifizieren zu können, ist aber in der Praxis aufgrund der geringen räumlichen Auflösung für eine vollständige Bestimmung des Expositionsfeldes ungeeignet. Jede Feldmessung impliziert zudem eine lokale Störung des Expositionsfeldes, welche so klein wie möglich gehalten werden muss. Für die komplette Feldanalyse werden überwiegend numerische Verfahren eingesetzt.

Des Weiteren muss die Expositionsanlage nach außen abgeschirmt sein, damit zum einen keine Fremdfelder von außen das Expositionsfeld stören können und zum anderen ein Übersprechen der Felder zwischen den einzelnen Expositionsanlagen vermieden werden kann. Die Entkopplung der Anlagen sollte min. 60 dB betragen. Durch die Abschirmung der Anlagen wird gleichzeitig garantiert, dass die Sicherheitsbestimmungen für das Personal [60] eingehalten werden.

Wie dargestellt sind zwei sehr wichtige Anforderungen an die Expositionsanlage, dass sich die Tiere während der Exposition frei in ihren Käfigen bewegen können und dass die gleichzeitige Aufnahme vieler Käfige ermöglicht wird. Dazu wird eine große Expositionsanlage mit einem hohen Grad an Symmetrie benötigt, so dass als Basis für die Expositionsanlage die im folgenden Abschnitt beschriebene radiale Wellenleitung verwendet wird.

4.3 Theoretische Grundlagen für die Feldberechnung in der radialen Wellenleitung

Die radiale Wellenleitung besteht aus zwei runden, parallel angeordneten Metallplatten (vergleiche Abbildung 4.1). Das Hochfrequenzsignal wird über eine Antenne im Zentrum der Wellenleitung eingespeist, und die fortschreitende Welle breitet sich in radialer Richtung aus. Für die folgenden Betrachtungen und numerischen Berechnungen wird das Koordinatensystem aus Abbildung 4.1 verwendet

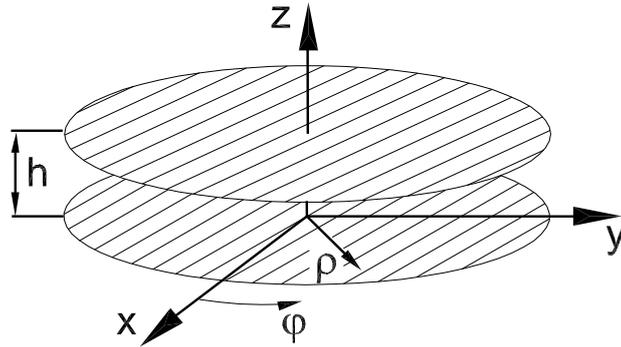


Abbildung 4.1: Radiale Wellenleitung

In der radialen Wellenleitung können TE_{mn}^z - und TM_{mn}^z -Wellen existieren [92]. Durch den Index z wird gekennzeichnet, dass für die Wellen entweder $E_z = 0$ oder $H_z = 0$ gilt. Sie sind deshalb aus Vektorpotentialen, für die nur die z -Komponente ungleich Null ist, ableitbar:

TE^z – Wellen :

$$\vec{F} = \vec{e}_z F_z(\rho, \varphi, z) = \vec{e}_z \left[C_1' H_m^{(1)}(k_\rho \rho) + D_1' H_m^{(2)}(k_\rho \rho) \right] \quad (4.1)$$

$$[C_2' \cos(m\phi) + D_2' \sin(m\phi)] [C_3' \cos(k_z z) + D_3' \sin(k_z z)],$$

TM^z – Wellen :

$$\vec{A} = \vec{e}_z A_z(\rho, \varphi, z) = \vec{e}_z \left[C_1 H_m^{(1)}(k_\rho \rho) + D_1 H_m^{(2)}(k_\rho \rho) \right] \quad (4.2)$$

$$[C_2 \cos(m\phi) + D_2 \sin(m\phi)] [C_3 \cos(k_z z) + D_3 \sin(k_z z)],$$

mit

$$k_\rho^2 = k^2 - k_z^2 = \omega^2 \varepsilon_0 \mu_0 \varepsilon_r \mu_r - k_z^2. \quad (4.3)$$

$H_m^{(1)}$ bzw. $H_m^{(2)}$ sind die Hankelfunktionen 1. Art bzw. 2. Art und m . Ordnung. Wellen, die sich in negativer ρ -Richtung ausbreiten, werden durch die Hankelfunktion 1. Art und Wellen, die sich in positiver ρ -Richtung ausbreiten, werden durch die Hankelfunktion 2. Art beschrieben. C_1 bis D_3 bzw. C_1' bis D_3' sind modenabhängige Amplitudenfaktoren, und k_ρ und k_z sind geometrie- und modenabhängige Größen, die im weiteren Verlauf dieses Abschnitts eingeführt werden. Die Feldkomponenten der TM^z -Welle in Zylinderkoordinaten berechnen sich zu:

$$E_\rho = -j \frac{1}{\omega \mu \varepsilon} \frac{\partial^2 A_z}{\partial \rho \partial z}, \quad (4.4)$$

$$E_\varphi = -j \frac{1}{\omega \mu \varepsilon \rho} \frac{\partial^2 A_z}{\partial \varphi \partial z}, \quad (4.5)$$

$$E_z = -j \frac{1}{\omega \mu \varepsilon} \left(\frac{\partial^2}{\partial z^2} + k^2 \right) A_z, \quad (4.6)$$

$$H_\rho = \frac{1}{\mu \rho} \frac{\partial A_z}{\partial \varphi}, \quad (4.7)$$

$$H_\varphi = -\frac{1}{\mu} \frac{\partial A_z}{\partial \rho}, \quad (4.8)$$

$$H_z = 0. \quad (4.9)$$

Die TM_{00}^z - Grundwelle ist ein transversal elektromagnetischer (TEM -) Wellentyp bezüglich der radialen Ausbreitungsrichtung ρ . Für in positive ρ - Richtung laufende Wellen fallen die Terme mit einer Abhängigkeit der Hankelfunktion 1. Art weg, so dass die Feldkomponenten der entsprechenden TM_{00}^z - Grundwelle in der luftgefüllten Leitung folgendermaßen angegeben werden können ($B_{00} = -j\omega D_1 C_2 C_3$):

$$E_\rho(\rho, \varphi, z) = 0, \quad (4.10)$$

$$E_\varphi(\rho, \varphi, z) = 0, \quad (4.11)$$

$$E_z(\rho, \varphi, z) = B_{00} H_0^{(2)}(k_0 \rho), \quad (4.12)$$

$$H_\rho(\rho, \varphi, z) = 0, \quad (4.13)$$

$$H_\varphi(\rho, \varphi, z) = -j B_{00} \frac{1}{Z_0} H_0^{(2)'}(k_0 \rho), \quad (4.14)$$

$$H_z(\rho, \varphi, z) = 0, \quad (4.15)$$

mit

$$k_0 = \omega \sqrt{\mu_0 \varepsilon_0}, \quad (4.16)$$

$$Z_0 = \sqrt{\frac{\mu_0}{\varepsilon_0}}. \quad (4.17)$$

Das elektrische Feld ist in z - Richtung polarisiert, und alle Feldkomponenten der TEM - Welle sind in z - und φ - Richtung konstant. Alle diese Eigenschaften belegen, dass die Grundwelle der radialen Wellenleitung in idealer Weise geeignet ist, identische Bedingungen für die gleichzeitige Exposition vieler Objekte, die auf einem Kreis um die speisende Antenne angeordnet sind, zu erzielen. Der Feldwellenwiderstand lautet für die Grundwelle in der luftgefüllten Leitung

$$Z_F = -j Z_0 \frac{H_0^{(2)}(k_0 \rho)}{H_0^{(2)'}(k_0 \rho)}. \quad (4.18)$$

Für Abstände $\rho \geq \lambda_0$ nähert sich der Feldwellenwiderstand dem Wert $Z_0 = 377 \Omega$ einer homogenen ebenen Welle im freien Raum an. Gemäß dem Verhalten der Hankelfunktion klingen die Felder für große Argumente $k_0 \rho$ näherungsweise proportional zu $\frac{1}{\sqrt{k_0 \rho}}$ ab, d.h. für große Abstände von der Einspeisung hat der sehr geringe Abfall des elektrischen Feldes nahezu keine negativen Auswirkungen auf die Feldhomogenität im Expositionsbereich.

Die TEM - Welle ist für jeden Abstand h der Metallplatten ausbreitungsfähig. Wellentypen höherer Ordnung mit einer azimuthalen Abhängigkeit der Felder ($\sim \cos(m\varphi)$ oder $\sim \sin(m\varphi)$, $m = 1, 2, \dots$) müssen hier nicht betrachtet werden, weil sie durch eine rotations-symmetrische Anregung vermeidbar sind. Allerdings können sich zusätzlich zur TEM - Welle höhere TE - und TM - Wellen mit einer Variation des Feldes in z - Richtung ausbreiten, wenn der Plattenabstand $h \geq \lambda_0/2$ ist (λ_0 : Freifeld-Wellenlänge). Selbst wenn $h < \lambda_0/2$, ist es für $h \approx \lambda_0/2$ aufgrund des evaneszenten Charakters der Felder unterhalb ihrer Grenzfrequenzen möglich, dass Feldstörungen durch Interferenzen zwischen verschiedenen Wellentypen auftreten, die eine gleichmäßige Exposition verhindern. Die Feldkomponenten der TE^z - und TM^z - Wellen sind Funktionen der z - Koordinate gemäß $\cos(k_z z)$ und $\sin(k_z z)$ mit $k_z = \frac{n\pi}{h}$ ($n = 1, 2, \dots$). Beispielsweise lauten die Komponenten der TM_{0n}^z - Welle in der luftgefüllten Wellenleitung:

$$E_\rho(\rho, \varphi, z) = -B_{0n} k_\rho \frac{k_z}{k_0^2} H_0^{(2)'}(k_\rho \rho) \sin(k_z z), \quad (4.19)$$

$$E_\varphi(\rho, \varphi, z) = 0, \quad (4.20)$$

$$E_z(\rho, \varphi, z) = B_{0n} \frac{k_\rho^2}{k_0^2} H_0^{(2)}(k_\rho \rho) \cos(k_z z), \quad (4.21)$$

$$H_\rho(\rho, \varphi, z) = 0, \quad (4.22)$$

$$H_\varphi(\rho, \varphi, z) = -j B_{0n} \frac{k_\rho}{\omega \mu_0} H_0^{(2)'}(k_\rho \rho) \cos(k_z z), \quad (4.23)$$

$$H_z(\rho, \varphi, z) = 0, \quad (4.24)$$

mit dem Amplitudenfaktor $B_{0n} = -j\omega D_1 C_2 C_3$ und $k_\rho = \sqrt{\omega^2 \varepsilon_0 \mu_0 - k_z^2} = \sqrt{k_0^2 - k_z^2}$.

Bei geeigneter Wahl des Plattenabstandes $h < \lambda_0/2$ besteht das elektromagnetische Feld in der Leitung nur aus der gewünschten TEM - Welle. Wie bereits gezeigt, hat dieser Wellentyp nur eine Abhängigkeit vom Radius ρ und besitzt bei konstanten Radien eine homogene Feldverteilung im Leitungsquerschnitt (vgl. Gleichungen 4.10 - 4.14). Bei hohen Frequenzen und großen Käfigabmessungen (und damit großen Plattenabständen h) ist die Bedingung $h < \lambda_0/2$ allerdings häufig nicht einzuhalten. Dann muss prinzipiell mit der Ausbreitung von Wellentypen der nächsthöheren Ordnung ($n = 1$) gerechnet werden:

$$E_\rho(\rho, \varphi, z) = -B_{01} k_\rho \frac{\pi}{k_0^2} H_0^{(2)'}(k_\rho \rho) \sin\left(\frac{\pi}{h} z\right), \quad (4.25)$$

$$E_\varphi(\rho, \varphi, z) = 0, \quad (4.26)$$

$$E_z(\rho, \varphi, z) = B_{01} \frac{k_\rho^2}{k_0^2} H_0^{(2)}(k_\rho \rho) \cos\left(\frac{\pi}{h} z\right), \quad (4.27)$$

$$H_\rho(\rho, \varphi, z) = 0, \quad (4.28)$$

$$H_\varphi(\rho, \varphi, z) = -j B_{01} \frac{k_\rho}{\omega \mu_0} H_0^{(2)'}(k_\rho \rho) \cos\left(\frac{\pi}{h} z\right), \quad (4.29)$$

$$H_z(\rho, \varphi, z) = 0. \quad (4.30)$$

4.4 Vermeidung höherer Moden in der leeren radialen Wellenleitung

Da, wie bereits erwähnt, für alle Tiere einheitliche Expositionsbedingungen vorliegen sollen, muss die Feldverteilung im Käfigbereich möglichst homogen sein. Daher ist nur die transversal elektromagnetische (TEM -) Welle für die Exposition geeignet. Grundsätzlich existiert in der Expositionsanlage ein Spektrum von vielen Wellentypen, da die vom kommunalen Tierschutz vorgegebene Mindesthöhe der Käfige für die gleichzeitige Exposition mehrerer Tiere auf 15,5 cm festgelegt wurde, die somit in der Größenordnung einer Wellenlänge im freien Raum bei einer Frequenz von 2 GHz liegt. Die verwendete radiale Wellenleitung hat einen Plattenabstand von 17 cm, so dass sich zusätzlich zur gewünschten TEM - Welle weitere Wellentypen gemäß den Gleichungen 4.25 bis 4.30 mit Variation des Feldes in vertikaler Richtung ausbreiten können, was zu einer inhomogenen und instabilen Exposition der Tiere führen würde. Um dennoch das gewünschte homogene Feld zu erhalten, wurde eine Kombination verschiedener bautechnischer Maßnahmen entwickelt, um höhere Wellentypen zu unterdrücken.

Zunächst wird durch einen hochsymmetrischen Aufbau der radialen Wellenleitung die Rotationssymmetrie des Feldes sichergestellt.

Durch einen allmählich sich konisch aufweitenden Übergang von einem flachen Leitungsbe- reich mit $h < \frac{\lambda_0}{2}$ in der Mitte der Leitung auf den für die Aufnahme der Käfige erforderlichen Plattenabstand mit $h > \frac{\lambda_0}{2}$ im äußeren Bereich der Leitung wird erreicht, dass sich die in der Leitungsmitte angeregte TEM - Welle über den konischen Übergangsbereich transformiert, ohne mit anderen Wellentypen zu verkoppeln.

Bei den realisierten Expositionsanlagen beträgt die Höhe der radialen Wellenleitung im Bereich der Einspeisung 6 cm. Somit ist die Bedingung nach $h < \frac{\lambda_0}{2}$ erfüllt, und es kann sich nur die TEM - Welle ausbreiten. Die konische Aufweitung auf die für die Käfige benötigte Höhe von $h = 17 \text{ cm}$ erfolgt ab einem Radius von $\rho = 20 \text{ cm}$ über eine Länge von 40 cm (vgl. Abbildung 4.2 unten).

Da beim Auftreffen der Welle auf die Tiere ein Teil der Energie räumlich gestreut und dadurch die Feldverteilung in benachbarten Käfigen nichtreproduzierbar verändert wird, ist zusätzlich eine elektromagnetische Entkopplung aller Käfigbereiche durch dielektrisch belegte metallische Zwischenwände vorzusehen (Abbildung 4.2 oben) [93].

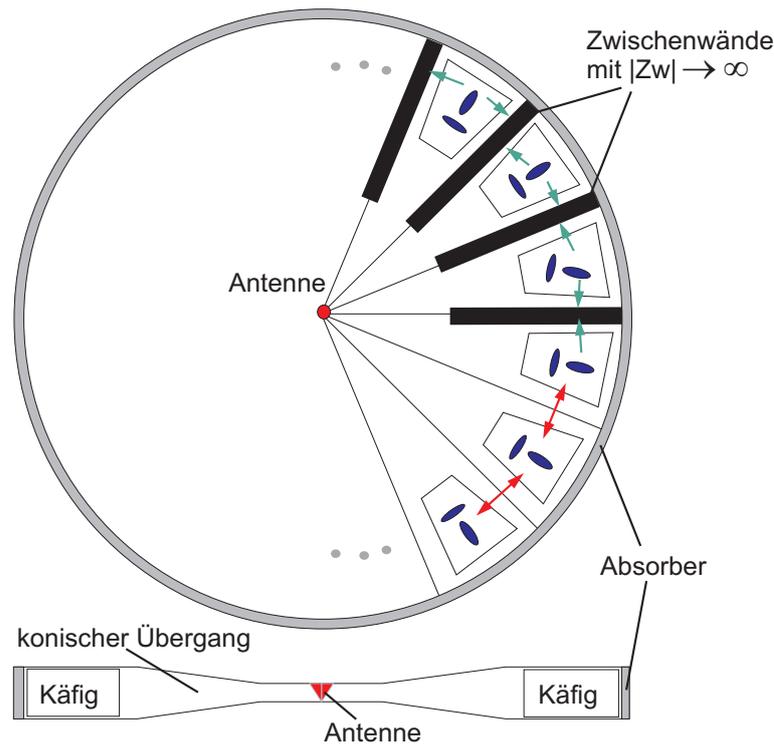


Abbildung 4.2: Skizze der Expositionsanlage; oben: Aufsicht auf die Anlage; unten: Schnitt mittig durch die Anlage

Damit im Expositionsbereich eine homogene Feldverteilung erhalten bleibt und die TEM - Welle weiterhin ausbreitungsfähig ist, müssen die dielektrisch belegten metallischen Zwischenwände bei optimaler Dimensionierung eine Oberflächenimpedanz von $|Z_W| \rightarrow \infty$ aufweisen. Für eine Leitungshöhe mit $h > \frac{\lambda_0}{2}$ zeigt sich, dass eine stabilere Feldverteilung über die Höhe der Leitung durch eine anisotrope Wandimpedanz erreicht werden kann [94, 56]. Diese anisotrope Zwischenwand besteht aus einer geschichteten Struktur von dünnen metallischen Stegen und dielektrischen Platten, die auf einer Metallplatte aufgebracht sind (Abbildung 4.3a). Die Metallstege verlaufen parallel zur Ausbreitungsrichtung der Welle im Expositionsbereich. Der dielektrische Bereich zwischen 2 Metallstegen kann als sehr breite, am Ende kurzgeschlossene Wellenleitung geringer Länge betrachtet werden für eine Welle, die sich in y' - Richtung ausbreitet (vergleiche Abbildung 4.3b). Der Abstand zwischen den Metallstegen muss kleiner $\lambda_0/2$ sein, damit sich in der anisotropen Wand keine höheren Wellentypen in vertikaler Richtung ausbreiten können. Für die Dimensionierung der Zwischenwände ist es ausreichend, einen schmalen Bereich zwischen 2 Metallstegen zu betrachten. Die genaue Vorgehensweise zur Dimensionierung der anisotropen Wand ist in [95] beschrieben. Die Oberflächenimpedanz der anisotropen Wand berechnet sich zu

$$Z_W = jZ_0\mu_r \frac{\tan\left(\frac{2\pi t}{\lambda_0} \sqrt{\epsilon_r\mu_r - \left(\frac{m\lambda_0}{2w}\right)^2}\right)}{\sqrt{\epsilon_r\mu_r - \left(\frac{m\lambda_0}{2w}\right)^2}}, \quad (4.31)$$

mit der Stegtiefe t , der Modennummer m und der Breite w der Metallstege. Bei optimaler Dimensionierung der Stegtiefe $t = t_{opt}$ mit

$$t_{opt} = \frac{\lambda_0}{4} \left[\sqrt{\varepsilon_r \mu_r - \left(\frac{m \lambda_0}{2w} \right)^2} \right]^{-1} \quad (4.32)$$

weisen die Zwischenwände eine hohe Oberflächenimpedanz $|Z_w| \rightarrow \infty$ auf und erhalten dadurch die homogene Feldverteilung aufrecht.

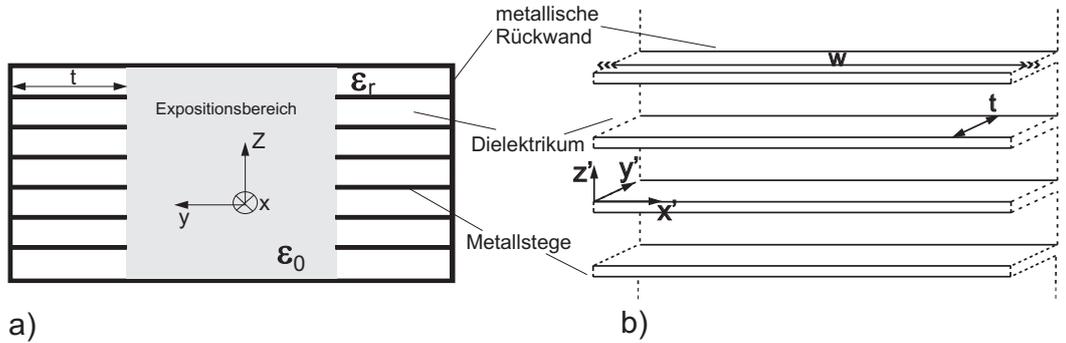


Abbildung 4.3: a) Skizze des Querschnitts eines Sektors mit anisotroper Wandimpedanz;
b) Schematische Anordnung der Metallstege

Für die praktische Realisierung der anisotropen Zwischenwände ist der konstruktive Aufwand in Relation zur tatsächlichen Verbesserung gegenüber dem Einsatz isotroper dielektrischer Zwischenwände zu bedenken. In den im Folgenden betrachteten Studien wurden wegen der großen Anzahl benötigter Zwischenwände isotrope dielektrische Zwischenwände eingesetzt. Wie bereits in diesem Abschnitt dargestellt, bewirkt die Aufweitung der Wellenleitung von einem Bereich $h < \frac{\lambda_0}{2}$ auf den Expositionsbereich $h > \frac{\lambda_0}{2}$ durch einen konischen Übergang, dass keine Wellentypen höherer Ordnung in vertikaler Richtung angeregt werden, und sich auch im Expositionsbereich nur die TEM - Welle ausbreitet. Daher kann auf die dünnen Metallstege der geschichteten Struktur verzichtet werden. Die Dimensionierung der isotropen dielektrischen Zwischenwand erfolgt analog zur Dimensionierung der anisotropen Zwischenwand. Aus fertigungstechnischen Gründen ist es bei der Realisierung der isotropen Zwischenwände in der radialen Wellenleitung nicht möglich, alle Bedingungen, die für die analytisch durchgeführte Dimensionierung der Zwischenwände zugrunde gelegt werden, einzuhalten, so dass ergänzende Messungen und numerische Berechnungen notwendig sind, um einen optimalen Parametersatz für die Dimensionierung der Zwischenwände zu erhalten. Die Bandbreite der Zwischenwände ist mit $\sim 100 \text{ MHz}$ relativ schmal, so dass die Optimierung und Dimensionierung sehr sorgfältig durchgeführt werden muss.

Die optimale Dicke t_{opt} der dielektrischen Zwischenwand ist umgekehrt proportional zur Frequenz, so dass der Effekt einer Fehldimensionierung der Zwischenwände auf die Feldhomogenität durch Messungen bei unterschiedlichen Frequenzen nachgebildet werden kann. Gemessen wurde die elektrische Feldstärke bei einem Radius von $\rho = 77,5 \text{ cm}$ innerhalb eines Sektors der radialen Wellenleitung mit einem Durchmesser von 1,9 m. Die Aufnahme der Messreihe in azimuthaler Richtung erfolgte mittig im Käfigbereich; die Messpunkte haben einen Abstand von 1° . In Abbildung 4.4 sind 3 Messreihen der z - Komponente des elektrischen Feldes bei unterschiedlichen Frequenzen von 1900 MHz, 2050 MHz und 2200 MHz in einer der aufgebauten radialen Wellenleitungen dargestellt.

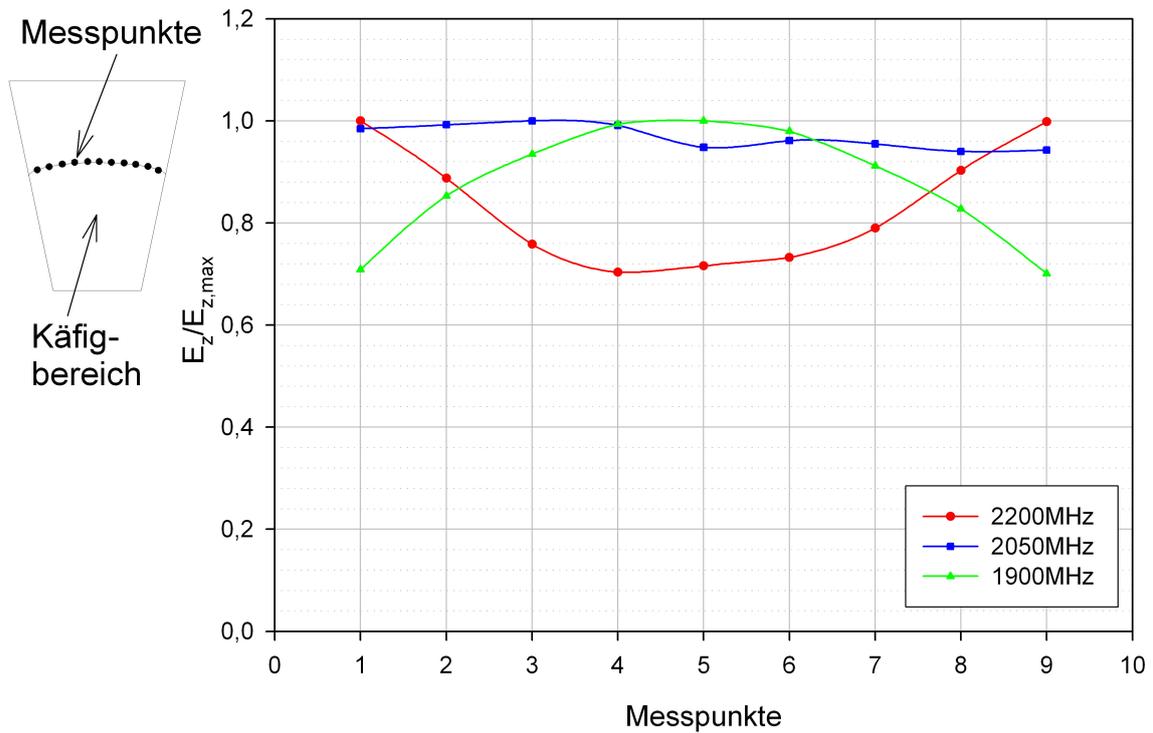


Abbildung 4.4: Messung der z-Komponente des elektrischen Feldes bei 3 Frequenzen in azimuthaler Richtung in der Mitte des Käfigbereiches

Es ist erkennbar, dass die dielektrischen Wände bei einer Frequenz von 2050 MHz sehr gut funktionieren und das elektrische Feld in azimuthaler Richtung mittig im Käfigbereich nahezu konstant ist. Für eine niedrigere Frequenz und damit größere Wellenlänge sind die eingesetzten Zwischenwände zu dünn, und der Verlauf der elektrischen Feldstärke in azimuthaler Richtung geht in eine Sinusfunktion mit einem Maximum in der Mitte des Sektors über. Wird die Frequenz zu groß, d.h. die Wellenlänge zu klein gewählt, erhält man ebenso eine Sinusfunktion mit einem Minimum in der Mitte des Sektors.

Die im Folgenden bei einer Frequenz von 1966 MHz modellierte Expositionsanlage mit einem Radius von $R = 0,95 m$ und einer Höhe von $h = 17 cm$ beinhaltet 20 Sektoren, deren isotrope Zwischenwände im Bereich des konischen Übergangs bei $R = 0,4 m$ beginnen. Für die Zwischenwände wurde weißes Polyoximethylen (POM) verwendet. Mit einer Permittivität von $\epsilon_r = 3,2$ ergibt sich eine Dicke der Stege von $t_{opt} = 2,74 cm$. Die numerisch berechnete Feldverteilung in der leeren radialen Wellenleitung im Expositionsbereich ist in den Abbildungen 4.5 und 4.6 dargestellt. Das Expositionsfeld im Käfigbereich ist homogen und nur durch die TEM - Welle gegeben.

4.5. Aufbau der Expositionsanlage

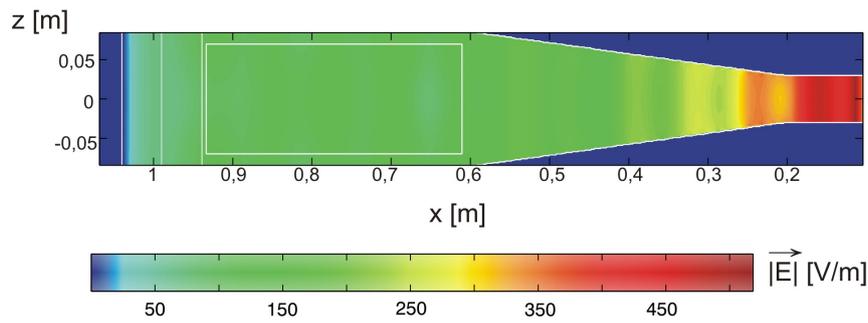


Abbildung 4.5: Betrag der elektrischen Feldstärke; vertikale Schnittebene in radialer Richtung bei $y = 0$

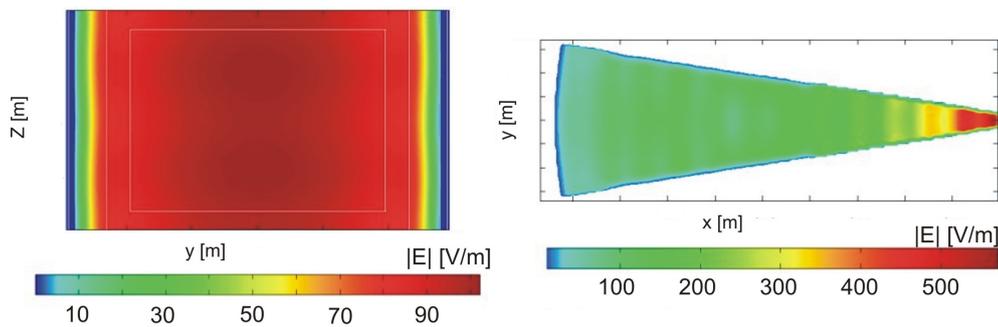


Abbildung 4.6: Betrag der elektrischen Feldstärke; links: vertikale Schnittebene bei $x \approx 0,85 m$; rechts: horizontale Schnittebene in radialer Richtung bei $z = \frac{h}{2}$

4.5 Aufbau der Expositionsanlage

Die für die UMTS - Frequenz konzipierten Expositionsanlagen für „in vivo“ - Studien unterscheiden sich je nach Anzahl der Käfige und nach benötigter Käfiggröße in den Abmessungen und basieren auf der in Abschnitt 4.3 vorgestellten radialen Wellenleitung mit einem Durchmesser von 1,9 m - 2,1 m (vergleiche Abbildung 4.2). Das mit einer Frequenz von $f = 1966 MHz$ GHz eingespeiste Hochfrequenzsignal wird über eine konische Antenne im Zentrum der Wellenleitung, die mittels numerischer Berechnungen dimensioniert und angepasst wurde, in eine in radialer Richtung fortschreitende Welle umgesetzt. Abbildung 4.7 zeigt eine aufgebaute Expositionsanlage im Detail.

4.5. Aufbau der Expositionsanlage

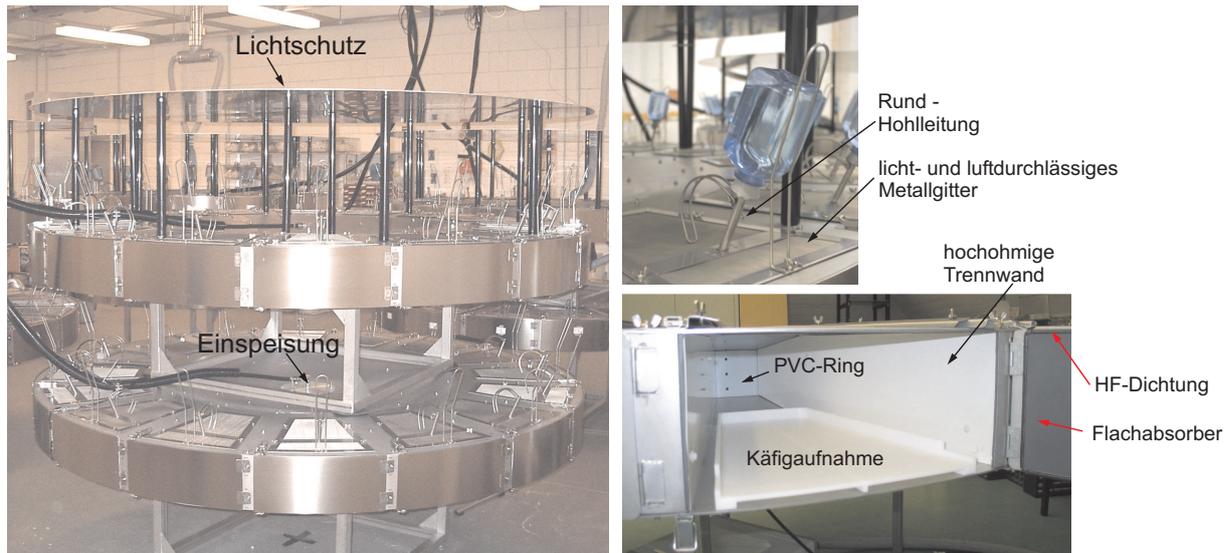


Abbildung 4.7: Links: Foto einer Expositionseinheit, bestehend aus 2 radialen Wellenleitungen übereinander; rechts oben: Realisierung der Licht-, Luft- und Trinkwasserzufuhr; rechts unten: Detaillierter Aufbau eines Sektors bei geöffneter Abschlussklappe

Am Außenrand sind die Wellenleitungen mit Flachabsorbern auf einer ringförmigen Metallwand abgeschlossen. Diese mit Absorbern belegte Metallwand wird durch HF - dicht verschließbare Klappen gebildet, die ein einfaches Einbringen der Kunststoffkäfige mit den Tieren ermöglichen. Jede Wellenleitung kann 16 - 20 Käfige aufnehmen, die kreisförmig um eine zentrale Kegel - Antenne auf einem konstanten Radius angeordnet sind. Käfigaufnahmen aus POM gewährleisten eine exakte Positionierung der Käfige. Die Licht-, Luft- und Trinkwasserzufuhr für die Tiere ist auch bei laufender Exposition gewährleistet, ohne dass hochfrequente Fremdfelder in die Anlage eindringen können oder das Expositionsfeld aus der Anlage abgestrahlt werden kann. Dazu sind die Revisionsöffnungen zu den perforierten Kunststoffkäfigen mit luft- und lichtdurchlässigen, aber elektrisch abschirmenden Metallgittern versehen, und die aus Glas bestehenden Nippel der Trinkflaschen werden durch metallische Rohrstützen in die Leitung geführt, die als Rund - Hohlleitungen unterhalb ihrer Grenzfrequenz („Dämpfungskamine“) dimensioniert sind. Der Lichtschutz über der oberen Leitung hat den gleichen Abstand von dieser wie die untere Leitung, so dass annähernd identische Lichtverhältnisse in den Expositionsanlagen vorliegen. Eine ausreichende Luftzufuhr wird durch eine externe Belüftungsanlage sichergestellt. Durch einen Flansch mit einem Durchmesser von 50 mm, der mit einer Lochplatte aus Metall abgedeckt ist, wird Luft in den inneren Bereich der Anlage nahe der Einspeisung geblasen. Die Luft verteilt sich in der Anlage und kann durch die Metallgitter, welche die Revisionsöffnungen abdecken, entweichen. Dadurch wird eine kontinuierliche und gleichmäßige Luftströmung erzeugt. Bereiche innerhalb der Wellenleitung, die während der Studien nicht zugänglich sein müssen, werden von dem eigentlichen Expositionsbereich durch eine HF - transparente Abschottung, die als luftdurchlässiger PVC - Ring realisiert wurde, getrennt, um die Sterilitätsanforderungen leichter erfüllen zu können.

4.6 Messtechnische Verifikation der numerischen Feldberechnungen

Die Feldverteilung in den Expositionseinrichtungen wurde einerseits numerisch mittels des Finiten - Differenzen - Verfahrens im Zeitbereich [49] auf Basis eines detaillierten Computermodells der radialen Wellenleitung analysiert und andererseits am Originalaufbau messtechnisch ermittelt. Für die Feldmessungen wurde das in Abschnitt 2.1.1 beschriebene Messwerterfassungssystem (Agilent E - Series E9320 & kurze Monopolsonde) verwendet. Um die Feldverteilung im Expositionsbereich messtechnisch bestimmen zu können, wurde eine Adapterplatte aus Metall mit Messlöchern in radialer und azimuthaler Richtung gefertigt. Die Adapterplatte wird anstelle der luft- und lichtdurchlässigen Gitter oberhalb der Käfige platziert, so dass die Feldverteilung in einer horizontalen Ebene des Expositionsbereichs gemessen werden kann. Abbildung 4.8 zeigt die radialen Verläufe der messtechnisch ermittelten und der numerisch berechneten elektrischen Feldstärke im Expositionsbereich bei einer Frequenz von 1996 MHz für eine leere radiale Wellenleitung mit 20 Sektoren. Jeder Messpunkt repräsentiert den Mittelwert der elektrischen Feldstärke über 20 Sektoren mit der dazugehörigen Standardunsicherheit, die immer um die 6% beträgt.

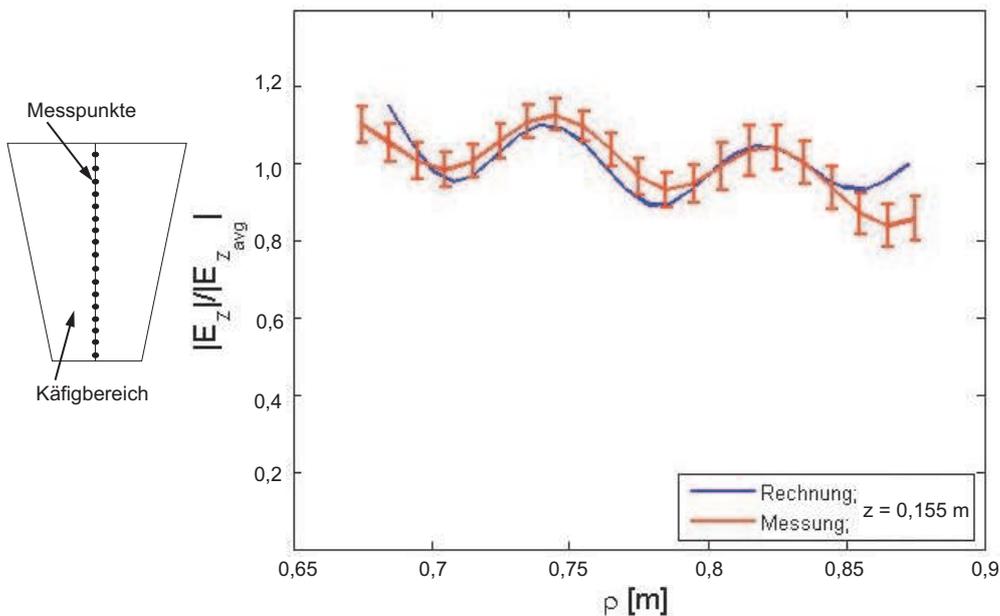


Figure 4.8: Vergleich der $|E_z|$ - Komponente der gemessenen und berechneten elektrischen Feldstärke in radialer Richtung in der Mitte des Käfigbereiches

Der durch Restreflexionen am Absorber bedingten Stehwelligkeit ist der typische $\frac{1}{\sqrt{k_0\rho}}$ - Abfall des Feldes der Grundmode überlagert. Es wurde eine gute Übereinstimmung der Rechen- und Messergebnisse im Rahmen der numerischen Modellierung des Absorbers, der Parameterschwankungen des in Umfangsrichtung segmentierten realen Absorbers (Emerson & Cuming, ECCOSORB SF-U 2.0 SA Sheet) und der Genauigkeit des eingesetzten Messwerterfassungssystems erzielt.

4.7. Vergleich der SAR für ein anatomisch korrektes Mausmodell im Expositionsfeld und im Feld einer HEW

In Abbildungen 4.9 ist die Feldverteilung in azimuthaler Richtung mittig im Expositionsbereich dargestellt.

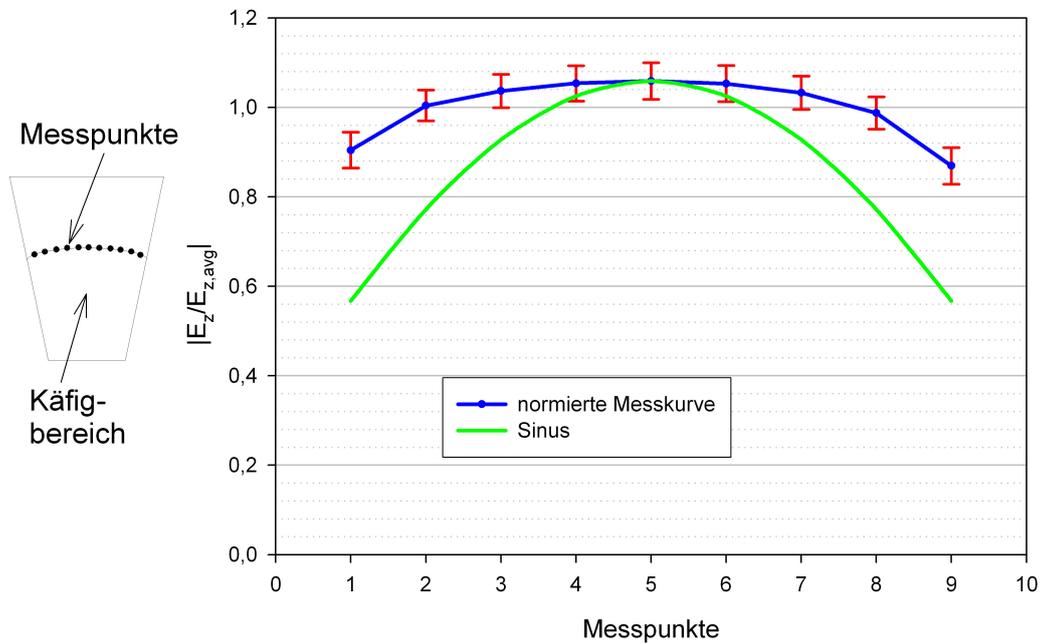


Abbildung 4.9: Blaue Kurve: Messtechnisch ermittelter Feldstärkeverlauf der E_z - Komponente in azimuthaler Richtung mittig im Käfigbereich mit der Standardabweichung für 20 Sektoren in jedem Messpunkt; grüne Kurve: Berechneter sinusförmiger Verlauf der elektrischen Feldstärke unter der Annahme rein metallischer Trennwände

Die grüne Kurve zeigt den theoretischen sinusförmigen Feldverlauf bei der Verwendung rein metallischer Zwischenwände. Die blaue Kurve zeigt die messtechnisch ermittelte Feldstärke unter Verwendung der dielektrischen Zwischenwände. Jeder Messpunkt entspricht dem über 20 Sektoren gemittelten elektrischen Feldstärkewert. Die roten Balken geben die Standardunsicherheit an. Es ist deutlich erkennbar, dass durch die Verwendung der dielektrischen Zwischenwände eine deutlich verbesserte Feldhomogenität in azimuthaler Richtung gegenüber der Verwendung reiner Metallwände erreicht werden konnte. Die geringen und gleichmäßig verteilten Standardunsicherheiten in jedem Messpunkt belegen, dass die Expositionsanlage mit einer sehr hohen Genauigkeit gefertigt und rotationssymmetrisch aufgebaut worden ist.

4.7 Vergleich der SAR für ein anatomisch korrektes Mausmodell im Expositionsfeld und im Feld einer HEW

Die gewünschten, quasi idealen Expositionsbedingungen mit einer konstanten Feldverteilung könnten theoretisch bei der Exposition von Objekten im Feld einer HEW im freien Raum erreicht werden. Um festzustellen, inwieweit die SAR - Werte in der realen Expositionsanlage von denen in einer idealen Expositionsumgebung abweichen, wurde ein anatomisches Mausmodell im Freiraum sowie in der radialen Wellenleitung in vergleichbaren Positionen und

4.7. Vergleich der SAR für ein anatomisch korrektes Mausmodell im Expositionsfeld und im Feld einer HEW

Körperhaltungen bzgl. der einfallenden Welle modelliert und die SAR berechnet. Es wurden jeweils 3 numerische Berechnungen für eine frontal auf das Modell einfallende HEW und für eine seitlich auf das Modell einfallende HEW mit Polarisationen des E - Feldes parallel und senkrecht zur Längsachse des Modells an unterschiedlichen Positionen im Expositionsbereich durchgeführt. Die SAR sind auf ihren jeweiligen Mittelwert normiert dargestellt. In Abbildung 4.10 ist erkennbar, dass, wie zu erwarten, bei der Exposition im Freiraum die SAR von der Körperhaltung des Tieres bzgl. der einfallenden Welle, aber nicht von dessen Position im freien Raum abhängt. Bei der Exposition in der radialen Wellenleitung ist durch die Abnahme der elektrischen Feldstärke ($|\vec{E}| \sim \frac{1}{\sqrt{k_0 \rho}}$) in Ausbreitungsrichtung sowie durch die leichte Stehwelligkeit, bedingt durch den nicht perfekten Absorber, eine Positionsabhängigkeit erkennbar. Es ist ersichtlich, dass die Standardunsicherheiten für die Ganzkörper - SAR in beiden Expositionsumgebungen überwiegend durch die unterschiedlichen Ausrichtungen des Mausmodells bezüglich des einfallenden Feldes bestimmt werden und dass selbst bei quasi idealen Expositionsbereichen eine Standardunsicherheit von $\sigma > 40\%$ zu erwarten ist.

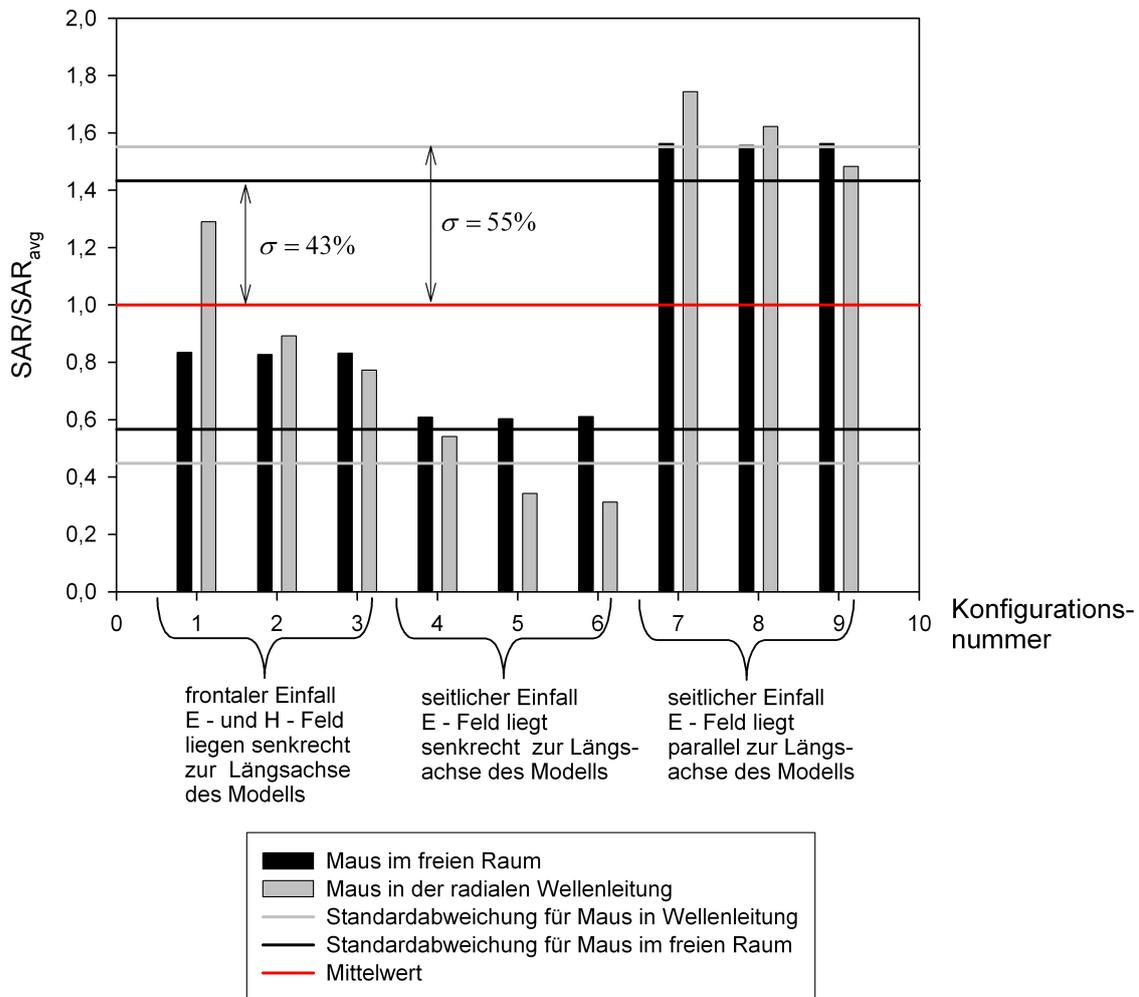


Abbildung 4.10: Vergleich der Ganzkörper - SAR einer Maus im freien Raum und in der radialen Wellenleitung

Dosimetrie für eine konkrete „in vivo“ - Studie mit frei laufenden Mäusen

5.1 Einleitung

Die im Folgenden betrachtete „in vivo“ - Studie wurde in Kooperation mit der Jacobs University Bremen durchgeführt [44, 96]. Die dazu verwendete Expositionsanlage befindet sich im Tierraum der Jacobs University Bremen. Sie besteht aus 4 Stapeln mit je 2 radialen Wellenleitungen übereinander, die einen Durchmesser von 2,2 m haben und je 16 Käfige aufnehmen können. Diese Wellenleitungen wurden gemäß den Abschnitten 4.4 und 4.5 realisiert. Für die Studie war die Exposition mit 4 unterschiedlichen SAR - Nennwerten vorgegeben, so dass immer 2 Leitungen (1 Stapel) mit der gleichen eingespeisten Leistung beaufschlagt wurden. Während dieser Langzeitstudie mit einer Dauer von etwa $1\frac{1}{2}$ Jahren wurden 4 Generationen von frei laufenden Mäusen mit einem UMTS - Signal bei einer Frequenz von 1966 MHz täglich 24 Stunden exponiert bzw. scheinexponiert. In den verschiedenen Entwicklungsstadien der Mäuse waren die Käfige mit einer unterschiedlichen Anzahl an Mäusen belegt (3 erwachsene Mäuse pro Käfig, 2 erwachsene Mäuse pro Käfig, 2 erwachsene Mäuse und 6 „pups“ pro Käfig, 4 Jungtiere pro Käfig). Die Mäuse unterschieden sich je nach Entwicklungsstadium in ihrer Größe und Masse, so dass notwendigerweise die dosimetrischen Auswertungen für jede Expositionsphase separat und nach Massen der Mäuse getrennt durchgeführt werden mussten.

Nachfolgend wird in Abschnitt 5.2 die messtechnisch ermittelte elektrische Feldstärke in der in Bremen realisierten Expositionsanlage bzgl. der Feldhomogenität ausgewertet. Anschließend wird in Abschnitt 5.3 ausführlich die Dosimetrie zur durchgeführten Studie behandelt. In Unterabschnitt 5.3.2 werden für eine konkrete und zugleich komplexe Anordnung von Mäusen, bestehend aus 2 erwachsenen Mäusen und 6 „pups“, die Ergebnisse der numerischen Feld -, SAR - und Temperaturberechnung präsentiert. In den Abschnitten 5.3.3 bis 5.3.7 folgen statistische Auswertungen der durchgeführten numerischen Berechnungen für die betrachteten 4 Expositionsphasen der Studie. Dabei werden Auswertungen für die Ganzkörper - SAR, für die ähnlich der ICNIRP - Richtlinie berechnete Teilkörper - SAR und für

die maximale lokale Temperaturerhöhung in den Mäusen präsentiert. Anschließend erfolgen Untersuchungen zur Abhängigkeit der SAR von den Materialparametern, von der direkten Umgebung und von der individuellen Beschaffenheit der Maus. Am Ende des Kapitels folgt in Abschnitt 5.4 eine Zusammenfassung der einzelnen Auswertungen.

5.2 Messtechnisch ermittelte Feldverteilung in der implementierten radialen Wellenleitung

Für eine umfassende messtechnische Analyse des Expositionsfeldes wurde die z -Komponente der elektrischen Feldstärke in jeder radialen Wellenleitung in einer horizontalen Ebene an 1216 Messpunkten ermittelt. Die Abbildungen 5.1 bis 5.3 stellen die auf den Gesamt - Mittelwert der entsprechenden Messreihe normierten Ergebnisse der Feldmessungen in 2 der 8 implementierten Wellenleitungen dar, welchen später die Expositionsgruppe mit der höchsten Nenn - SAR zugeordnet wird. Der Gesamt - Mittelwert für die 16 Sektoren einer Wellenleitung wird aus allen aufgenommenen Messwerten der betrachteten Messreihe gebildet; die Gesamt - Mittelwerte der Wellenleitungen eines Stapels unterscheiden sich je nach Messreihe zwischen 2,5 % und 3,7 %. Die in den Diagrammen aufgetragenen Werte entsprechen dem normierten Mittelwert der Messpunkte in den 16 Sektoren einer radialen Wellenleitung mit der dazugehörigen Standardabweichung. Für die in Abbildung 5.1 dargestellten Ergebnisse sind die Messpunkte in azimuthaler Richtung im vorderen Teil des Expositionsbereiches auf einem Radius von $\rho = 0,7 m$ angeordnet. Abbildung 5.2 zeigt Ergebnisse für eine Messreihe in azimuthaler Richtung im hinteren Käfigbereich bei $\rho = 0,97 m$. Die Feldverteilung in radialer Richtung, mittig im Expositionsbereich, ist in Abbildung 5.3 dargestellt.

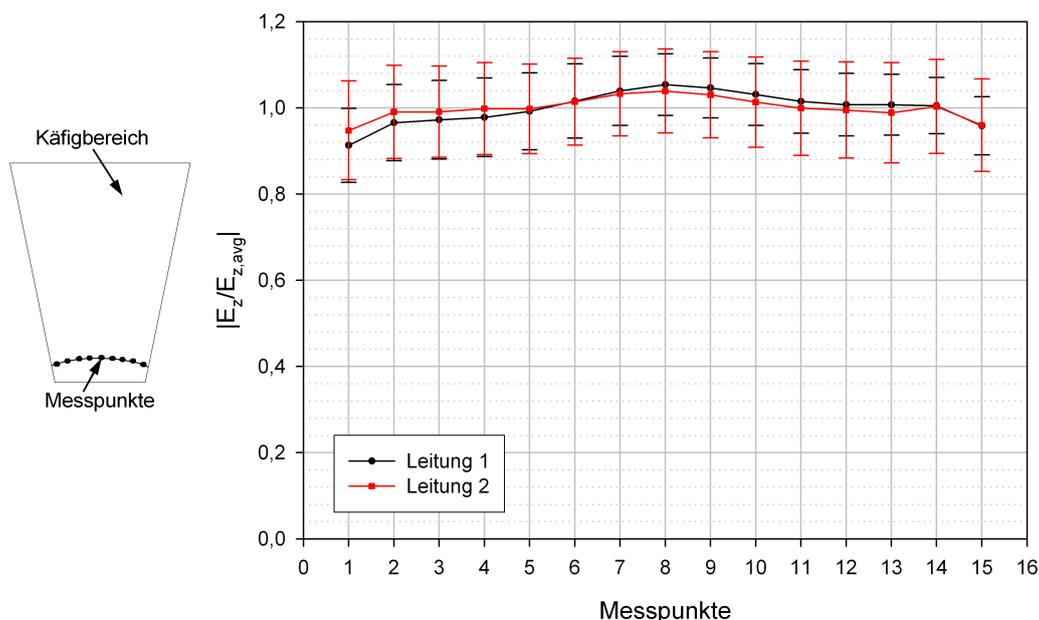


Abbildung 5.1: Messergebnisse für den Betrag der E_z - Komponente bei $\rho = 0,7 m$ in azimuthaler Richtung

5.2. Messtechnisch ermittelte Feldverteilung in der implementierten radialen Wellenleitung

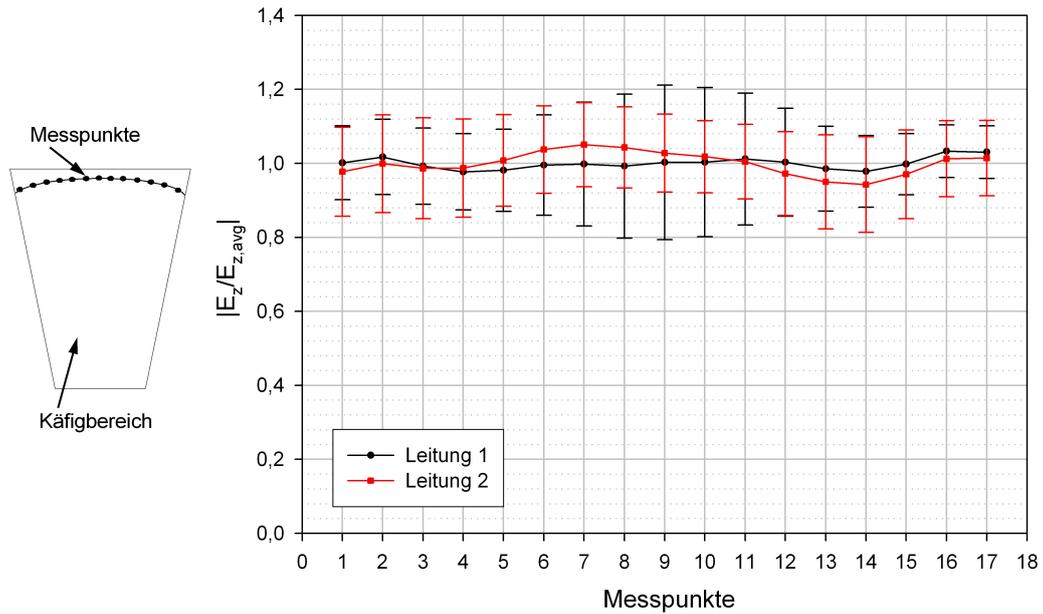


Abbildung 5.2: Messergebnisse für den Betrag der E_z -Komponente bei $\rho = 0,97\text{ m}$ in azimuthaler Richtung

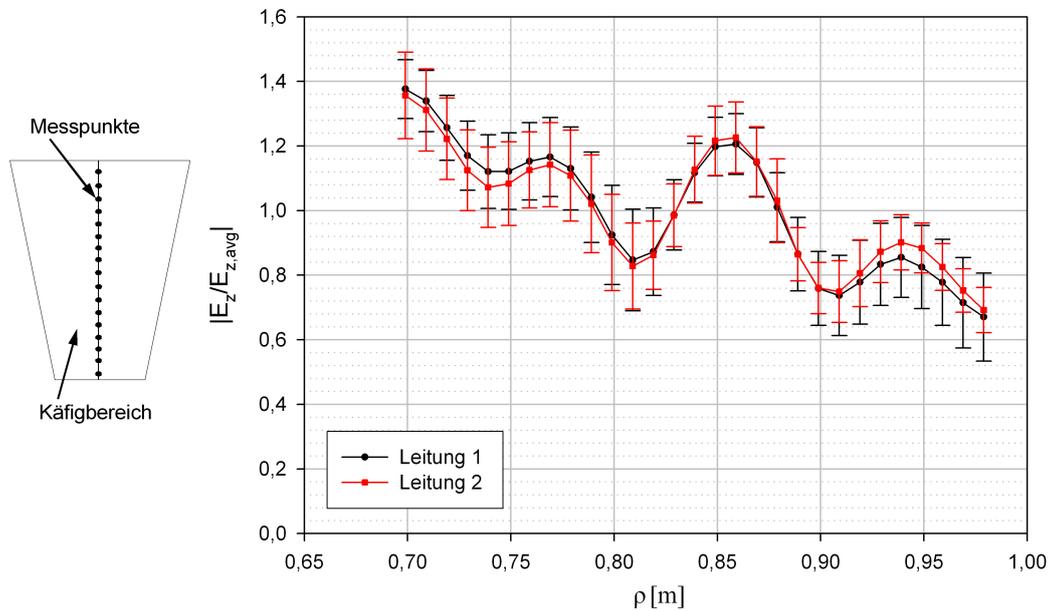


Abbildung 5.3: Messergebnisse für den Betrag der E_z -Komponente in radialer Richtung mittig im Käfigbereich

Diese Messergebnisse aus den Abbildungen 5.1 und 5.2 belegen, dass die im Abschnitt 4.4 vorgestellten, konstruktiven Maßnahmen, die zu einer homogenen Feldverteilung in azimuthaler Richtung im Käfigbereich führen sollten, erfolgreich umgesetzt wurden. In Abbildung

5.3 ist die Stehwelligkeit aufgrund des nicht idealen Absorbers erkennbar. Offensichtlich ist der Abfall des elektrischen Feldes im Käfigbereich größer, als nach der $\frac{1}{\sqrt{\rho}}$ - Gesetzmäßigkeit erwartet, was auf die verlustbehafteten Aufnahmen zur Positionierung der Käfige im Expositionsbereich (vgl. Abbildung 4.7) zurückzuführen ist. Die gemessenen Feldverläufe in den beiden Expositionsanlagen in azimuthaler und radialer Richtung sind nahezu identisch, und die entsprechenden Standardunsicherheiten liegen in derselben Größenordnung, so dass eine gleichmäßige Exposition der Tiere gewährleistet ist. Tabelle 5.1 listet für die 4 Expositionsgruppen die nach Abschnitt 2.3.2 ermittelte Standardabweichung aller Messwerte (leistungsbezogene Größen) auf. Für die statistische Auswertung ist es sinnvoll, auf leistungsbezogene Größen zurückzugreifen, da diese proportional zu den SAR - Werten $[W/kg]$ sind. Systematische Messfehler aufgrund des verwendeten Messwert - Erfassungssystems wurden mit berücksichtigt (vergleiche Abschnitt 2.3.2). Die Expositionsgruppe, die dem Leitungsstapel mit der größten Standardunsicherheit zugeordnet ist (Stapel 4), wurde während der Studie scheinexponiert.

Wellenleitungen	Standardunsicherheit
Stapel 1	$\pm 14,73$ %
Stapel 2	$\pm 9,52$ %
Stapel 3	$\pm 14,13$ %
Stapel 4	$\pm 18,69$ %

Tabelle 5.1: Standardunsicherheit der vier Leitungsstapel (leistungsbezogene Größen)

5.3 Dosimetrie für unterschiedliche Mäusekonfigurationen im Käfig

5.3.1 Einstellung der Expositionsparameter

Die vier aufgrund des biologischen Designs der Studie vorgegebenen SAR-Werte für die erste Expositionsphase, in der sich 3 erwachsene Tiere in einem Käfig befinden, wurden über die elektrische Feldstärke im Käfigbereich eingestellt. Dazu wurden etwa 10 numerische Berechnungen mit unterschiedlichen Anordnungen von 3 erwachsenen Tieren je Käfig durchgeführt. Für alle Tiere wurden die Ganzkörper - SAR - Werte und der entsprechende Gesamt - Mittelwert bestimmt. Aus der numerischen Berechnung des Leerfeldes und einer statistischen Auswertung der Feldverteilung ergibt sich eine der berechneten SAR zugeordnete mittlere elektrische Feldstärke in der horizontalen Ebene, in der Messwerte aufgenommen werden können. Auf Basis der durchgeführten Messungen in den implementierten Wellenleitungen erhält man für jede Wellenleitung ebenso einen Mittelwert für die gemessene elektrische Feldstärke. Die Generatorleistung wurde so eingestellt, dass die Mittelwerte der messtechnisch ermittelten und der numerisch berechneten elektrischen Feldstärke des Leerfeldes übereinstimmen.

5.3.2 Ergebnisse der numerischen Feld -, SAR - und Temperaturberechnung für eine Tiergruppe bestehend aus 8 Mäusen

Um die Komplexität und die Variabilität des Gesamtsystems zu verdeutlichen, werden in diesem Abschnitt exemplarisch für eine Anordnung von 8 Tieren die Ergebnisse der Feld -, SAR - und Temperaturberechnung gezeigt. Diese beziehen sich auf den Maximalwert im jeweiligen Schnittbild. Die Temperaturberechnungen beruhen auf der „bio - heat - equation“ nach Pennes [67] (vgl. Abschnitt 2.2.4), und die in den numerischen Berechnungen verwendeten Materialparameter wurden entsprechend den Abschnitten 2.4.3 und 2.4.4 gewählt.

Aufgrund des rotationssymmetrischen Aufbaus der radialen Wellenleitung und einer Entkopplung der Käfigbereiche durch die dielektrischen Zwischenwände ist es für die numerischen Berechnungen ausreichend, nur einen Sektor der Wellenleitung zu modellieren. In Abbildung 5.4 links ist das verwendete Modell dargestellt. Der Grundwellentyp der radialen Wellenleitung, die TEM - Welle, wird links in den Sektor eingespeist. Im Expositionsbereich ist der Käfig mit der Tiergruppe erkennbar. Das Modell des Sektors ist mit einem zweischichtigen Absorbermodell, welches nahezu identische Eigenschaften wie der reale Flachabsorber besitzt, abgeschlossen. Eine dreidimensionale Darstellung der exponierten Tiergruppe ist in Abbildung 5.4 rechts dargestellt. Die vordere erwachsene Maus befindet sich hier abseits der Teilgruppe, bestehend aus dem Muttertier und 6 „pups“, während die „pups“ um das Muttertier angeordnet sind.

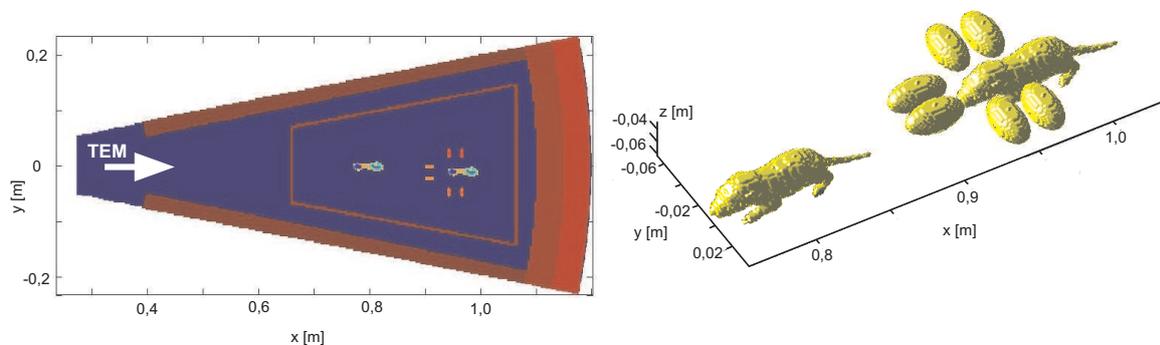


Abbildung 5.4: Verwendetes Modell für die Feld -, SAR - und Temperaturberechnung für eine Anordnung von 2 erwachsenen Mäusen mit 6 „pups“; links: Tiergruppe im Sektor der Expositionsanlage; rechts: Detaillierte 3D - Ansicht der Tiergruppe

Der Betrag der elektrischen Feldstärke im Käfigbereich ist in Abbildung 5.5 dargestellt. Die weißen Linien stellen die Materialgrenzen dar. Wie bereits dargestellt, basiert die sichtbare Stehwelligkeit des Feldes zum einen auf dem nicht perfekten Absorber und zum anderen auf den Mäusen, die als Streukörper wirken. Die Seitenwände des Käfigs wirken wie dielektrische Wellenleiter, in denen die an den vorderen Kanten des Käfigs angeregten Wellen geführt werden.

5.3. Dosimetrie für unterschiedliche Mäusekonfigurationen im Käfig

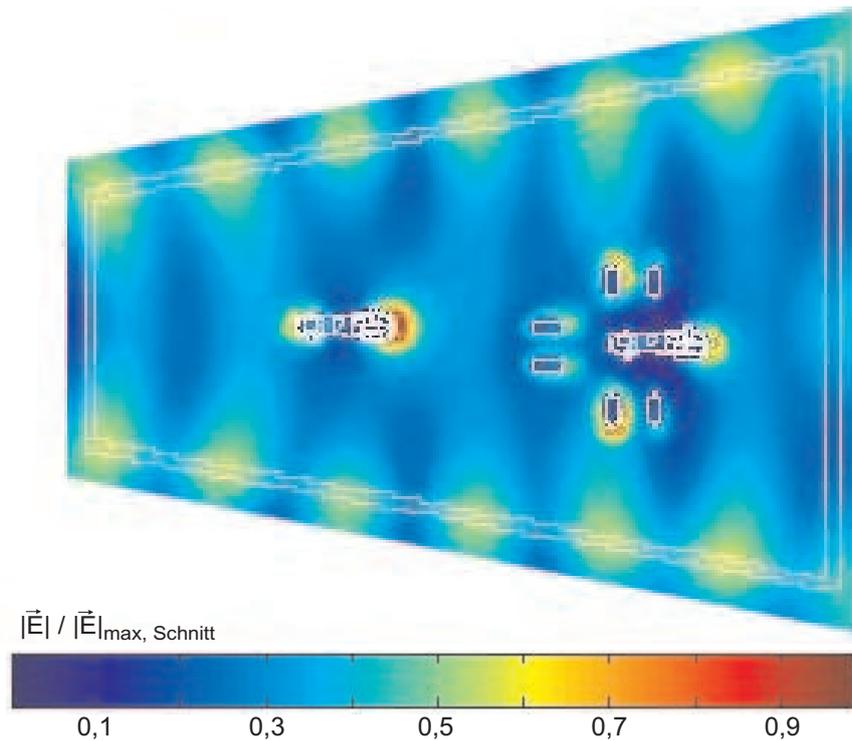


Abbildung 5.5: Feldverteilung $|\vec{E}|$ im Käfigbereich, in dem sich eine Tiergruppe, bestehend aus 2 erwachsenen Mäusen und 6 „pups“, befindet

In den Abbildungen 5.6 bis 5.8 sind die Feld - und die SAR - Verteilungen und die Verteilung der Temperaturdifferenz im stationären Zustand in der vorderen Maus dargestellt. Als Temperaturdifferenz ΔT wird der Unterschied der Temperatur nach Einschalten des HF - Signals und vor Einschalten des HF - Signals im jeweils stationären Zustand bezeichnet (vgl. Abschnitt 2.2.4). Die Bilder auf der linken Seite zeigen Schnitte in der xz - Ebene, und in den Bildern auf der rechten Seite sind Schnitte in der xy - Ebene dargestellt.

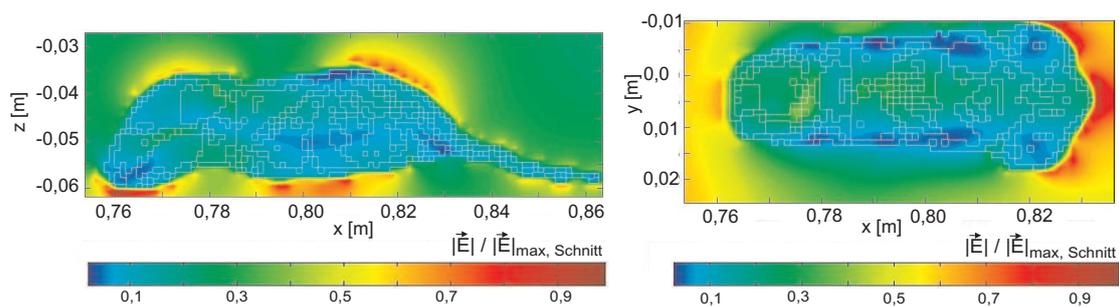


Abbildung 5.6: Feldverteilung $|\vec{E}|$ in der vorderen Maus

5.3. Dosimetrie für unterschiedliche Mäusekonfigurationen im Käfig

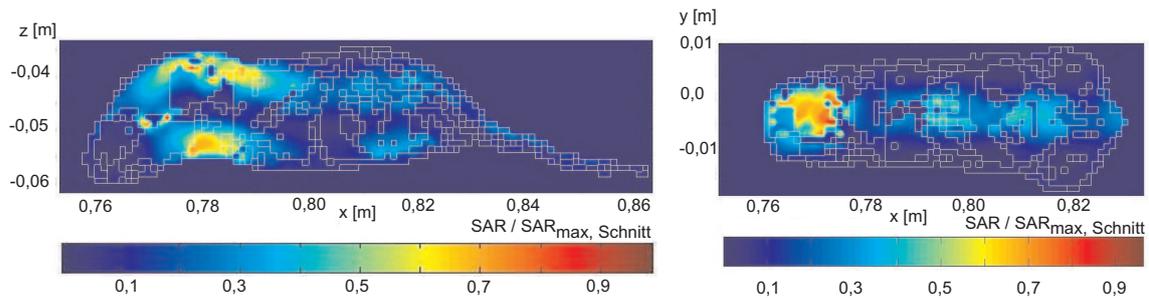


Abbildung 5.7: SAR - Verteilung in der vorderen Maus

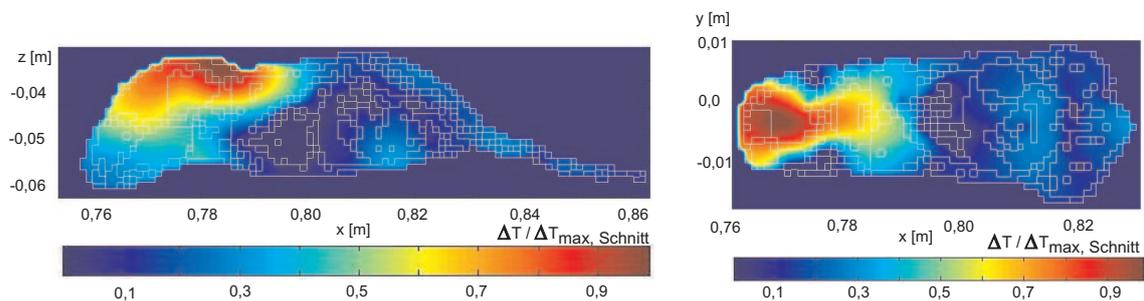


Abbildung 5.8: Verteilung der Temperaturdifferenz ΔT aufgrund absorbierter HF - Leistung in der vorderen Maus

Wie zu erwarten ist erkennbar, dass die elektrische Feldstärke im biologischen Gewebe im Vergleich zum externen Feld sehr gering ist (vgl. Abschnitt 3.2). Aufgrund von Reflexionen sind die elektrischen Feldstärkewerte an der Oberfläche des Mausmodells relativ groß. Daraus kann man jedoch nicht auf oberflächennahe Geweberegionen innerhalb der Maus mit hohen Feldstärkewerten und SAR - Werten schließen. Dort, wo lokal so genannte „hot spots“ in der SAR auftreten, liegen allerdings meistens hohe Feldstärkewerte vor (vgl. Abbildungen 5.6 und 5.7). Zwischen der Verteilung der Temperaturerhöhung im stationären Zustand und der Feld - bzw. SAR - Verteilung ist kein direkter Zusammenhang erkennbar. Wie bereits in Abschnitt 3.4 dargestellt, wirkt die berechnete Verlustleistungsverteilung zwar als Wärmequelle, ist allerdings zur zeitlichen Änderung der Temperatur und nicht direkt zur Temperatur proportional.

Die Abbildungen 5.9 bis 5.11 zeigen die Feld - und die SAR - Verteilungen und die Verteilung der Temperaturdifferenz im stationären Zustand für die Teilgruppe im hinteren Käfigbereich. Ein Ellipsoid ist gesondert gekennzeichnet, da dieser im Folgenden näher betrachtet wird.

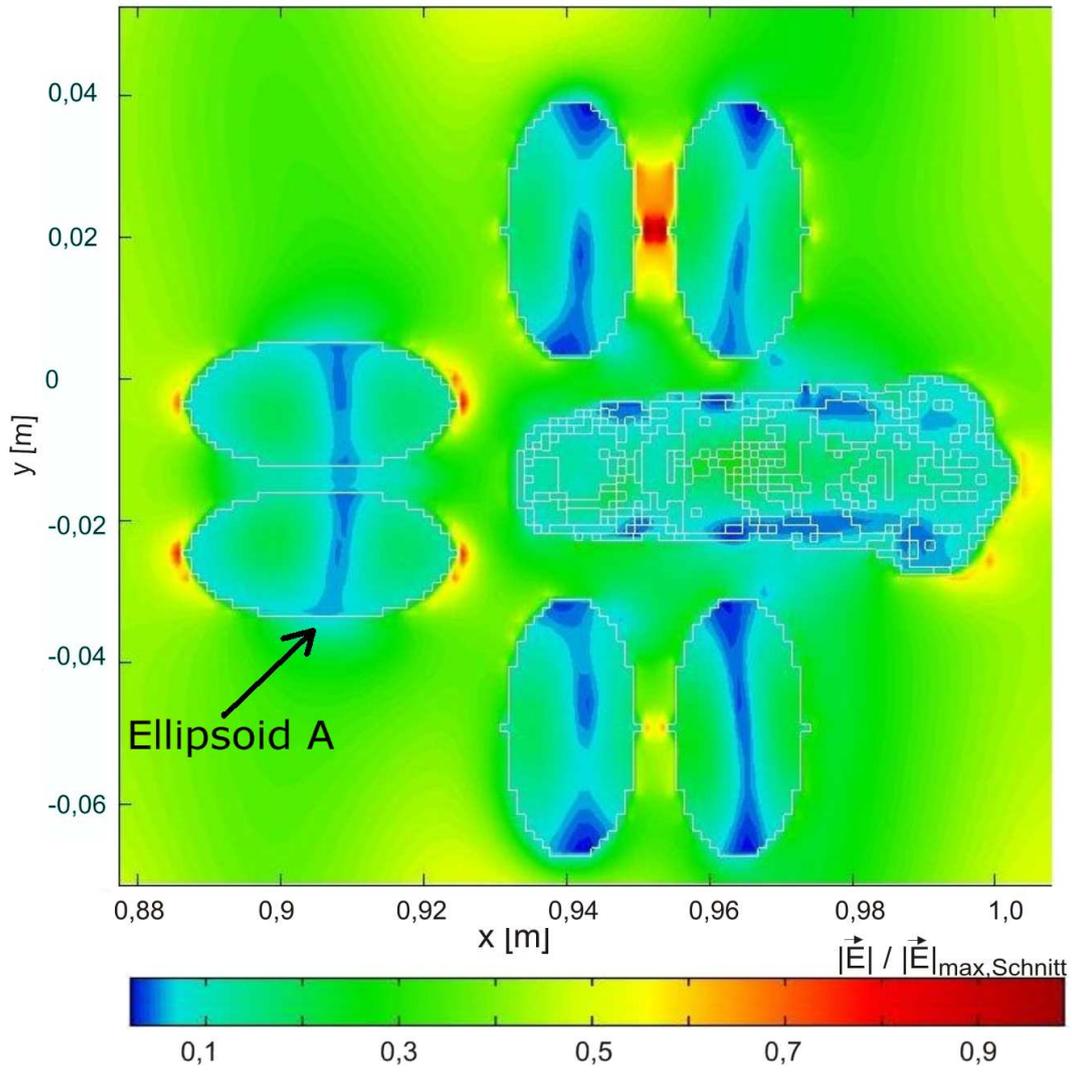


Abbildung 5.9: Feldverteilung $|\vec{E}|$ im Expositionsbereich der Teilgruppe

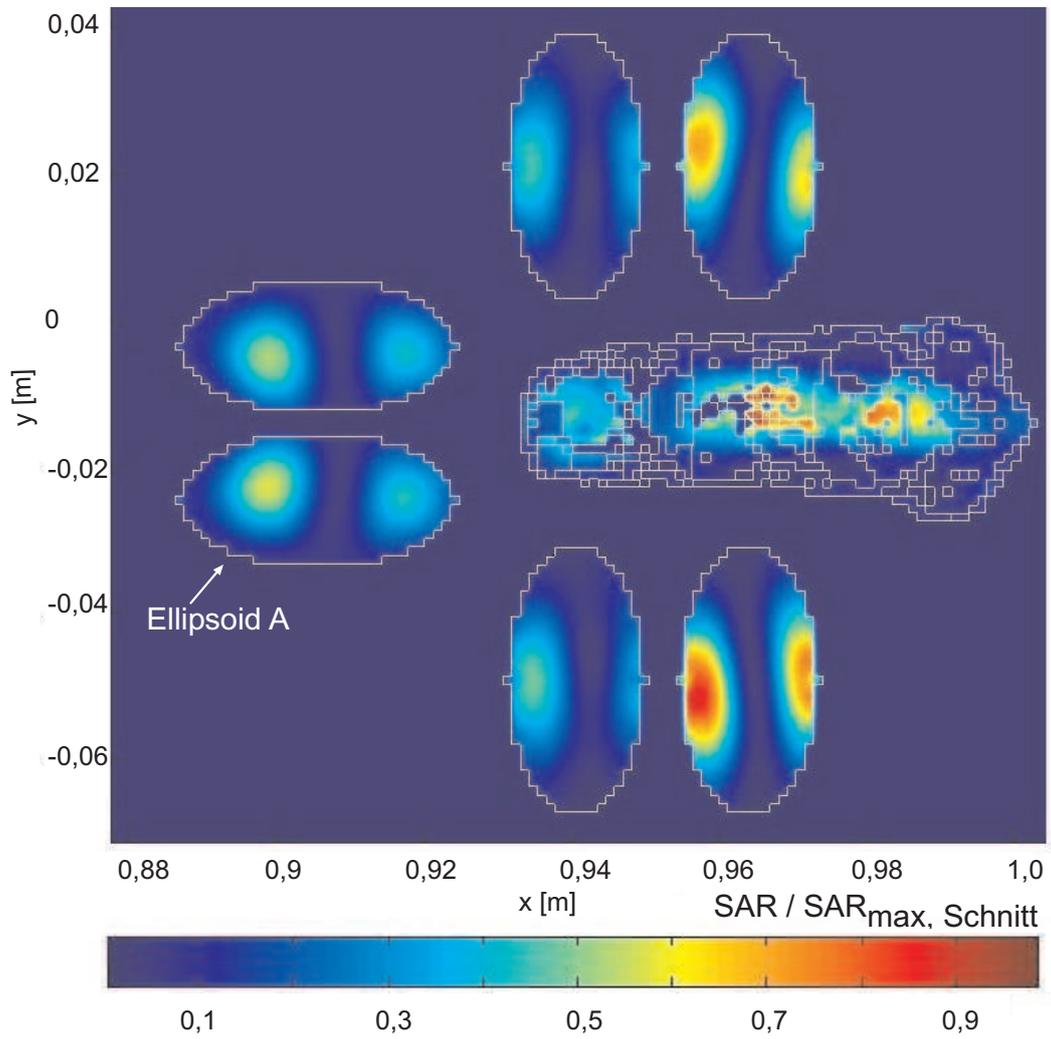


Abbildung 5.10: SAR - Verteilung in den Mäusen der Teilgruppe

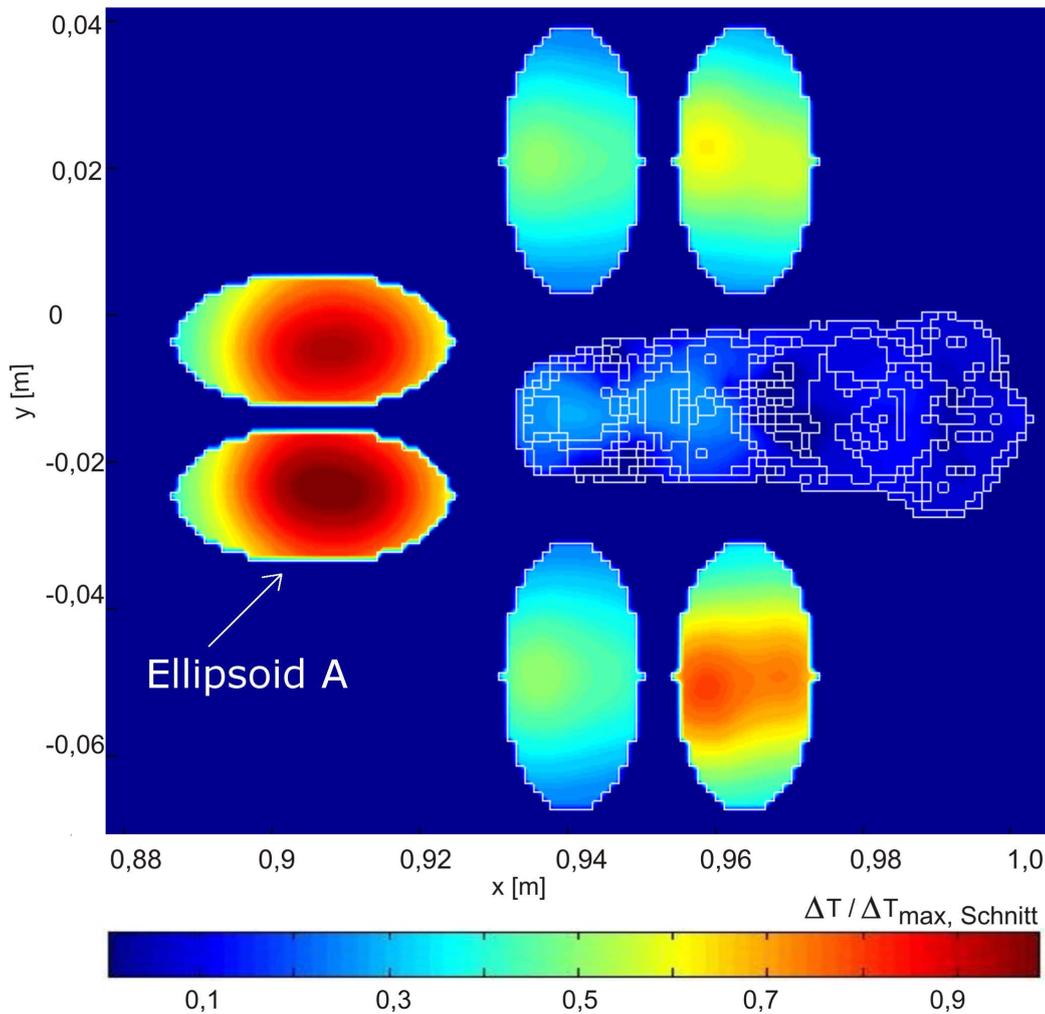


Abbildung 5.11: Verteilung der Temperaturdifferenz ΔT aufgrund absorbierter HF - Leistung in den Mäusen der Teilgruppe

Die Berechnungsergebnisse für die Teilgruppe weisen die gleichen Merkmale auf wie die zuvor diskutierten Ergebnisse für die einzelne Maus. Da die Mäuse relativ eng nebeneinander angeordnet sind, treten teilweise Feldüberhöhungen aufgrund von Streumechanismen zwischen den Tieren auf. Das führt dazu, dass die elektrische Feldstärke vor den „quasi abgeschatteten“ hinteren Ellipsoiden vergleichsweise hoch ist. Daraus resultieren in den hinteren Ellipsoiden Bereiche mit hohen elektrischen Feldstärkewerten, wo auch lokale „hot spots“ der SAR zu sehen sind. Die SAR - Werte und ebenso die Temperaturerhöhungen sind in den hinteren Ellipsoiden höher als in denen, die diese abschatten.

In Abbildung 5.12 sind die SAR - Verteilung und die Verteilung der Temperaturdifferenz im stationären Zustand für den mit „Ellipsoid A“ gekennzeichneten Ellipsoid dargestellt. Die linken Bilder zeigen Schnitte in der xz - Ebene, und in den rechten Bildern sind Schnitte in der xy - Ebene dargestellt.

5.3. Dosimetrie für unterschiedliche Mäusekonfigurationen im Käfig

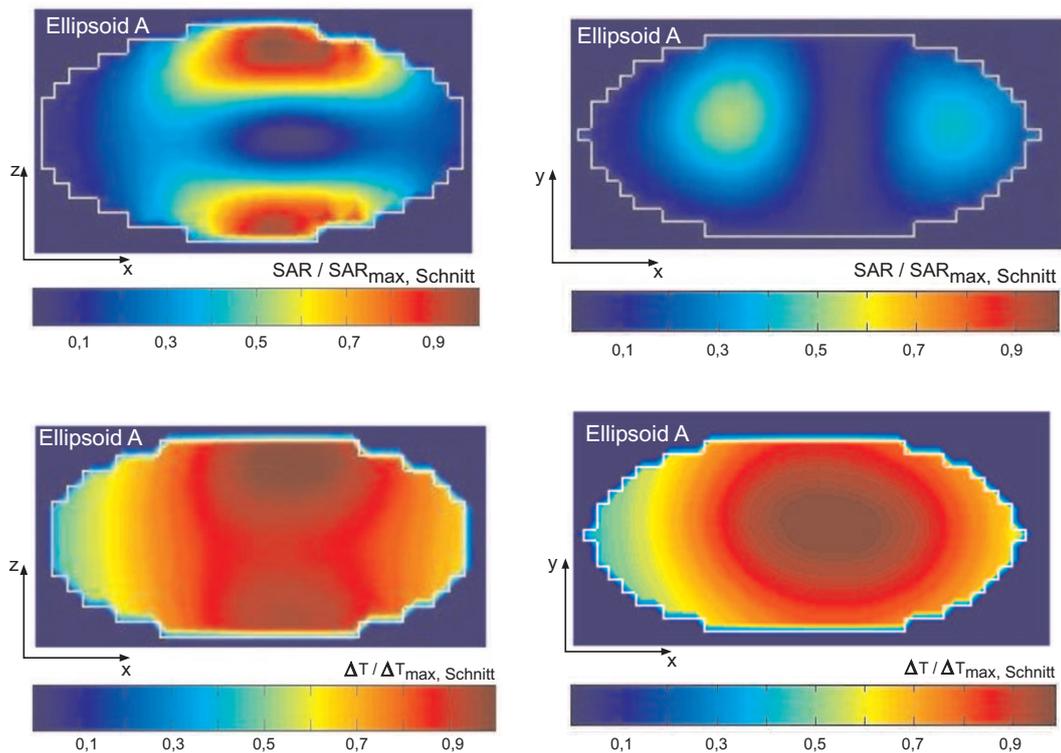


Abbildung 5.12: Oben: SAR - Verteilung im vorderen Ellipsoid in der xz - und xy - Ebene; unten: Dazugehörige Verteilung der Temperaturdifferenz im stationären Zustand

Beim Betrachten der oberen Schnittbilder, in denen die SAR - Verteilung dargestellt ist, erkennt man in jedem Schnittbild 2 Bereiche mit lokalen Maxima der SAR. Die in diesen Bereichen absorbierten Leistungen können für die Temperaturberechnung als Wärmequellen angesehen werden. Aufgrund der Konvektionsrandbedingung wird ein Teil der Wärme nach außen abgegeben. Die restliche Wärme verteilt sich entsprechend der thermischen Materialparameter, so dass man im stationären Zustand anstelle von 4 eindeutig trennbaren Temperaturmaxima größere zusammenhängende Bereiche mit einem höheren Temperaturniveau erhält (vgl. Abbildung 5.12 unten). Bei der hier betrachteten Tiergruppe ist die Temperaturerhöhung im stationären Zustand in den vorderen beiden Ellipsoiden am größten.

In den Abbildungen 5.13 und 5.14 sind die Positionen der Mittelungsvolumina mit einer Masse von 1 g in den Mausmodellen dargestellt, die den Maxima der Teilkörper - SAR, welche ähnlich der ICNIRP - Richtlinie berechnet wurden (vergleiche Abschnitt 2.2.3.2), zugeordnet sind. Die obere Abbildung zeigt die Position des 1 g schweren Volumens in der vorderen Maus und die untere Abbildung zeigt die entsprechende Position des Volumens in der Teilgruppe.

5.3. Dosimetrie für unterschiedliche Mäusekonfigurationen im Käfig

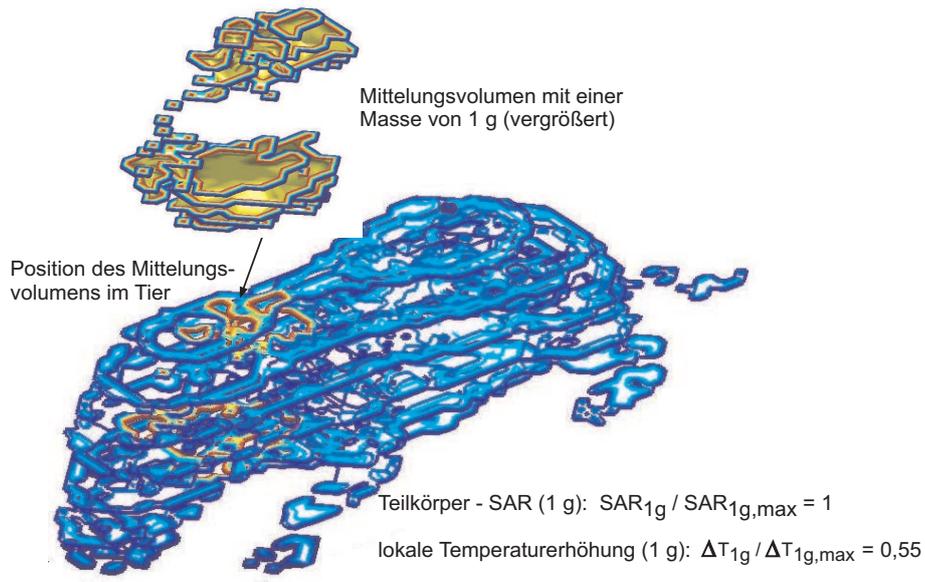


Abbildung 5.13: Form und Position des 1 g - Volumens in der vorderen Maus, dem die max. Teilkörper - SAR zugeordnet ist

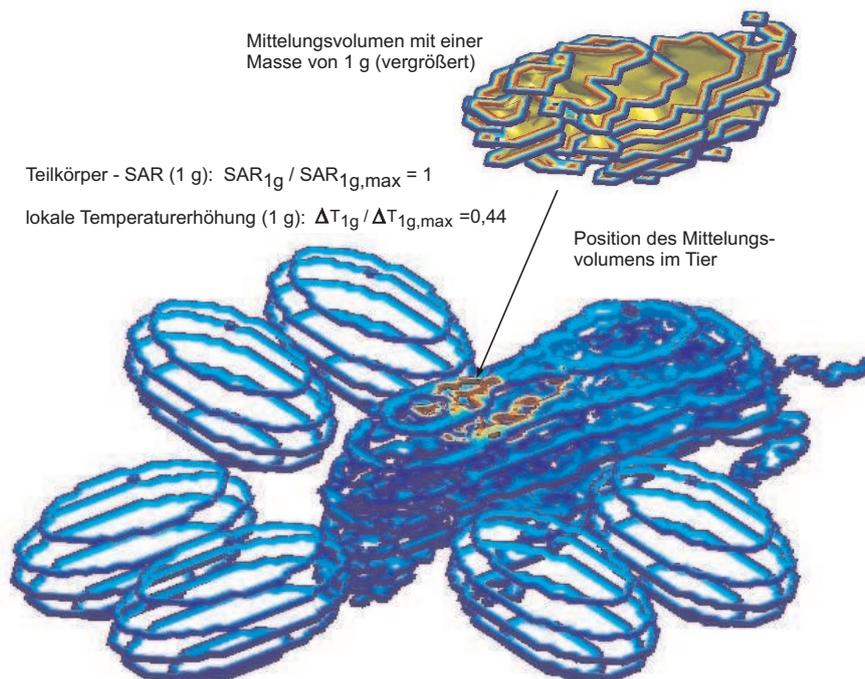


Abbildung 5.14: Form und Position des 1 g - Volumens in der Gruppe, dem die max. Teilkörper - SAR zugeordnet ist

Die lokalen Temperaturerhöhungen belaufen sich in den betrachteten Volumina, denen die maximalen Teilkörper - SAR zugeordnet sind, in der vorderen Maus auf ca. 55% und in der Teilgruppe auf ca. 44% der maximalen lokalen Temperaturerhöhungen.

Abbildung 5.15 und 5.16 zeigen die zusammenhängenden Gebiete in der vorderen Maus und in der Teilgruppe, in welchen die maximalen lokalen Temperaturerhöhungen, jeweils

5.3. Dosimetrie für unterschiedliche Mäusekonfigurationen im Käfig

gemittelt über ein Gewebemasse von 1 g, auftreten.

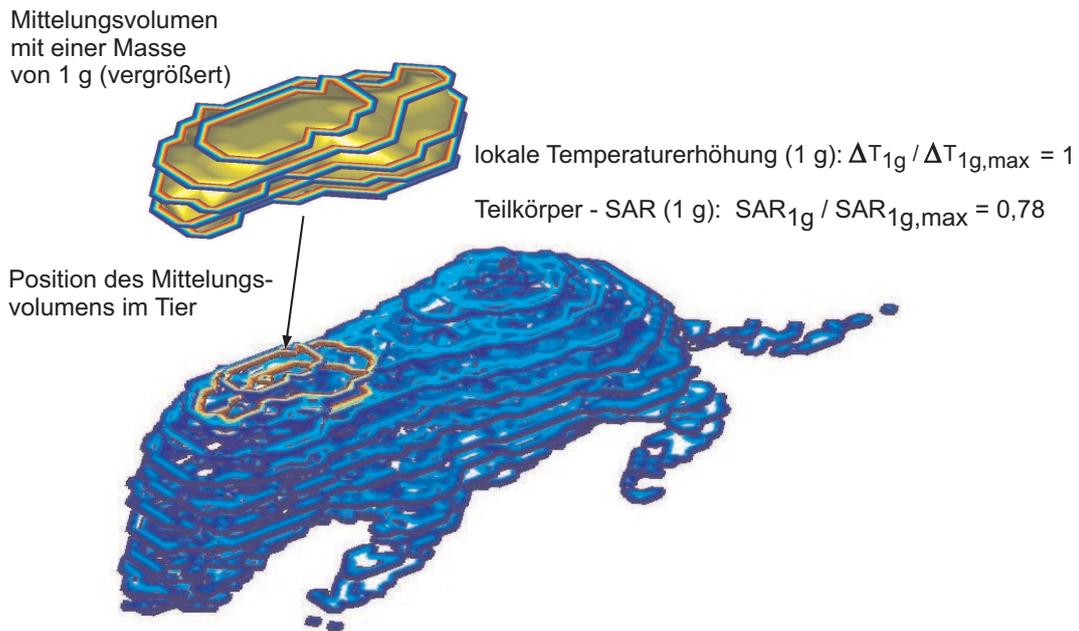


Abbildung 5.15: Form und Position des 1 g - Volumens in der vorderen Maus, dem die maximale lokale Temperaturerhöhung aufgrund absorbierter HF - Leistung zugeordnet ist

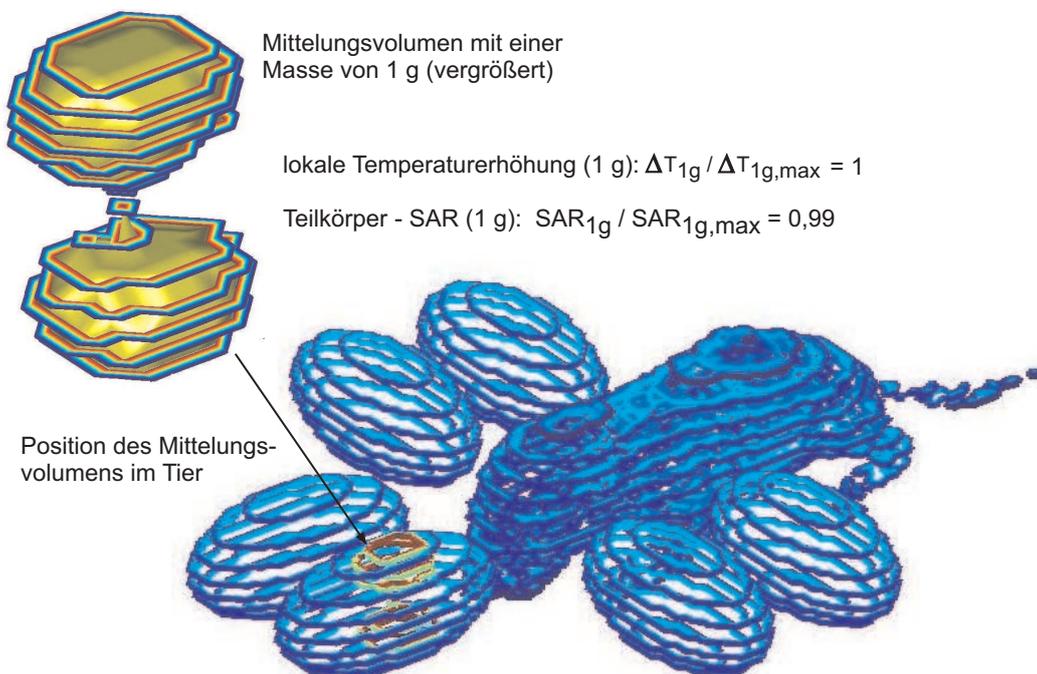


Abbildung 5.16: Form und Position des 1 g - Volumens in der Gruppe, dem die maximale lokale Temperaturerhöhung aufgrund absorbierter HF - Leistung zugeordnet ist

An diesem komplexen Beispiel ist deutlich erkennbar, dass die Gewebeelemente mit einer Masse von 1 g, denen die maximale Teilkörper - SAR bzw. die maximale lokale Temperaturerhöhung zugeordnet, nicht notwendigerweise übereinstimmen.

5.3.3 Statistische Auswertung der Ganzkörper - SAR

Die Entscheidung, welche Konfigurationen von Mäusen betrachtet werden und wie die Mäuse zueinander ausgerichtet sind, wurde in Absprache mit der Jacobs University Bremen getroffen, um möglichst realistische Szenarien simulieren zu können. Es wird ein veränderliches System betrachtet, in dem einige Konstellationen von Mäusen typischer sind als andere. Des Weiteren haben kleine Veränderungen in der Ausrichtung der Mäuse Auswirkungen auf die Ganzkörper - SAR, welche nicht notwendigerweise vorhersehbar sind, so dass die Entscheidung, welche Konfigurationen und Konstellationen von Mäusen simuliert werden sollen, nicht trivial ist. Aufgrund limitierter Rechnerressourcen kann nur eine endliche Anzahl von Simulationen durchgeführt werden. Deshalb ist es notwendig auch „worst - case“ Szenarien, die nicht typisch sind, zu betrachten, um eine Fehleinschätzung der Ganzkörper - SAR zu vermeiden. In Abbildung 5.17 sind für die 4 betrachteten Versuchsphasen die berechneten Konfigurationen der Mäuse skizziert.

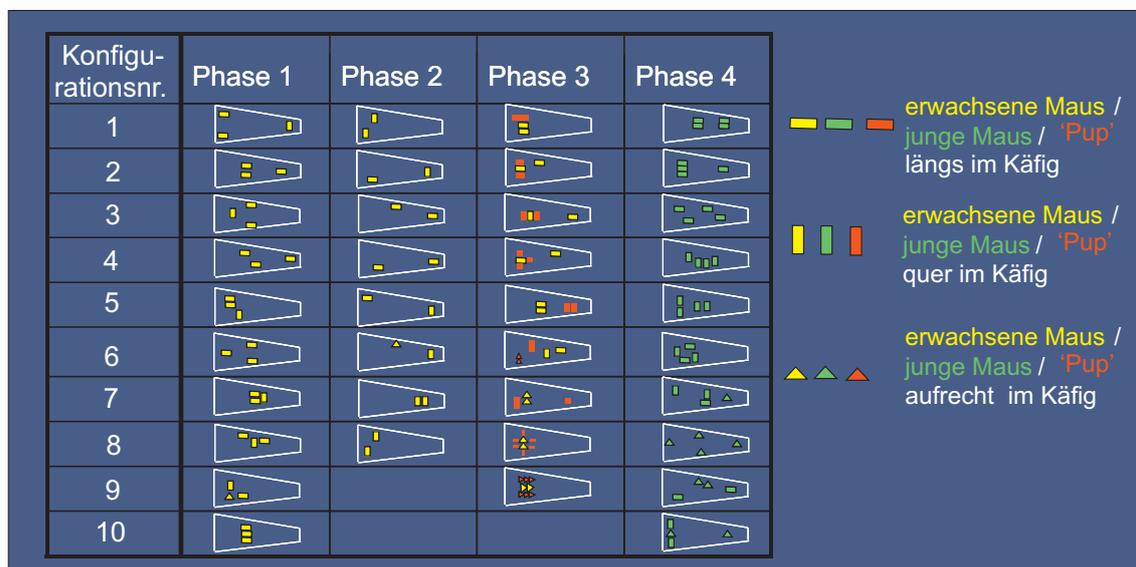


Abbildung 5.17: Berechnete Konfigurationen

Die nachfolgend in Diagrammen aufgetragenen Werte sind auf den Mittelwert der Ganzkörper - SAR von $1,26 \frac{W}{kg}$ für die erste Phase der Studie, in der sich 3 erwachsene Mäuse in einem Käfig befinden, normiert:

$$SAR(x)_{norm,i,j} = \frac{SAR(x)_{i,j}}{SAR(1)} = \frac{SAR(x)_{i,j}}{1,26 \frac{W}{kg}}. \quad (5.1)$$

Dabei steht in Gleichung 5.1 das x stellvertretend für die Expositionsphasen 1 bis 4. Der Index i kennzeichnet die Konfiguration und der Index j eine Maus in der entsprechenden Konfiguration.

Die Diagramme 5.18 bis 5.22 zeigen Mittelwert und Standardabweichung der Ganzkörper - SAR für die unterschiedlichen Tierkonfigurationen während der vier Expositionsphasen.

5.3. Dosimetrie für unterschiedliche Mäusekonfigurationen im Käfig

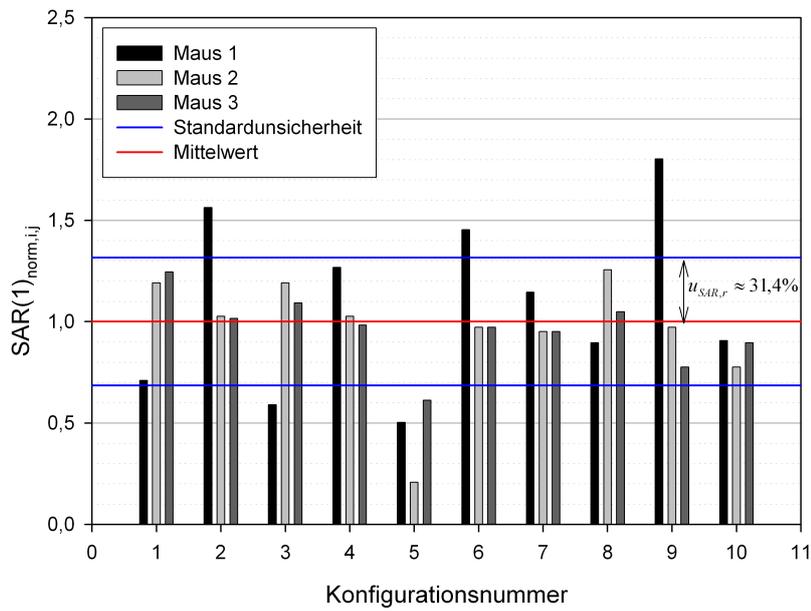


Abbildung 5.18: Expositionphase 1: Ganzkörper - SAR für 3 erwachsene Mäuse pro Käfig

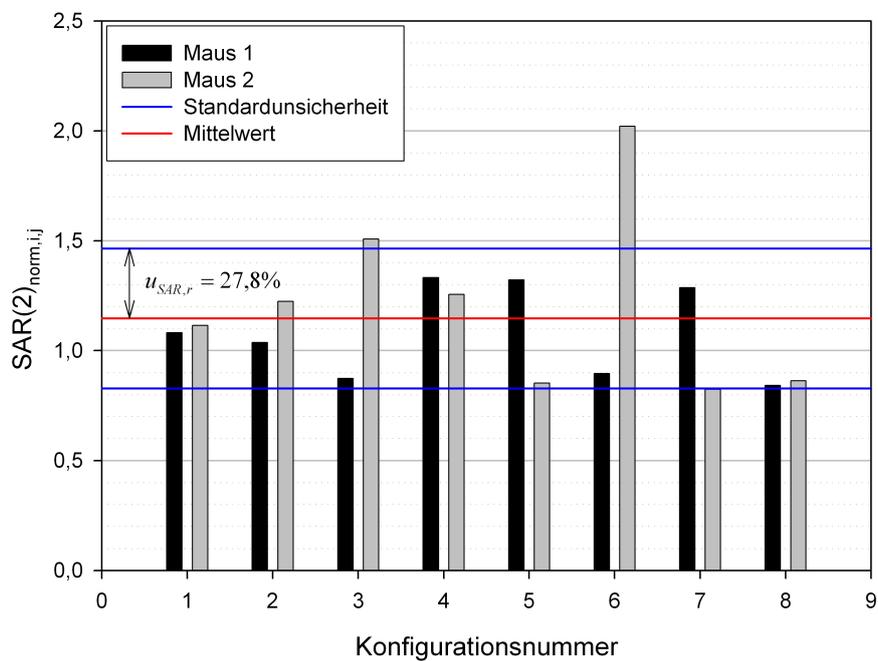


Abbildung 5.19: Expositionphase 2: Ganzkörper - SAR für 2 erwachsene Mäuse pro Käfig

5.3. Dosimetrie für unterschiedliche Mäusekonfigurationen im Käfig

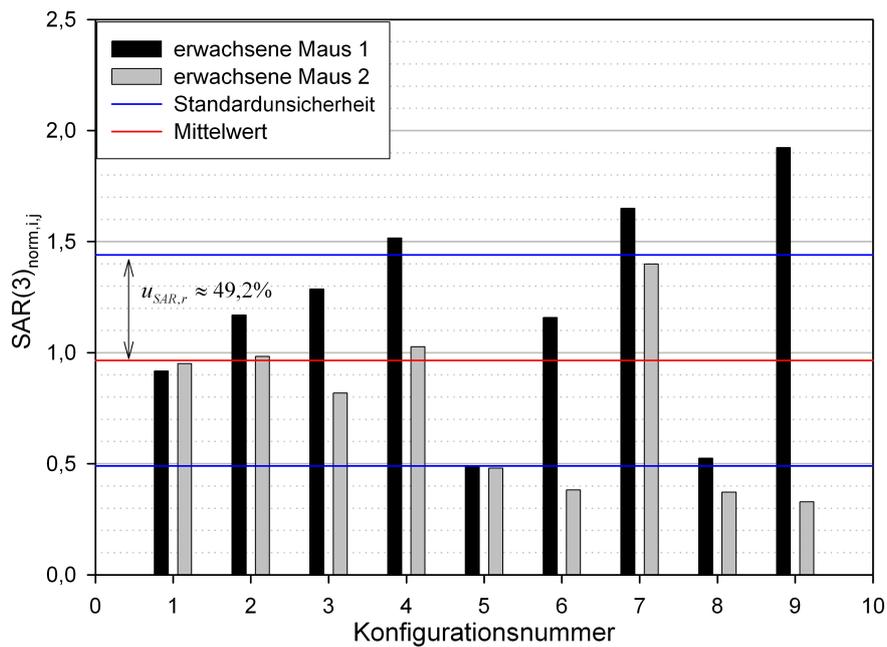


Abbildung 5.20: Expositionsphase 3: 2 erwachsene Mäuse und 6 „pups“ pro Käfig; Ganzkörper - SAR für 2 erwachsene Mäuse

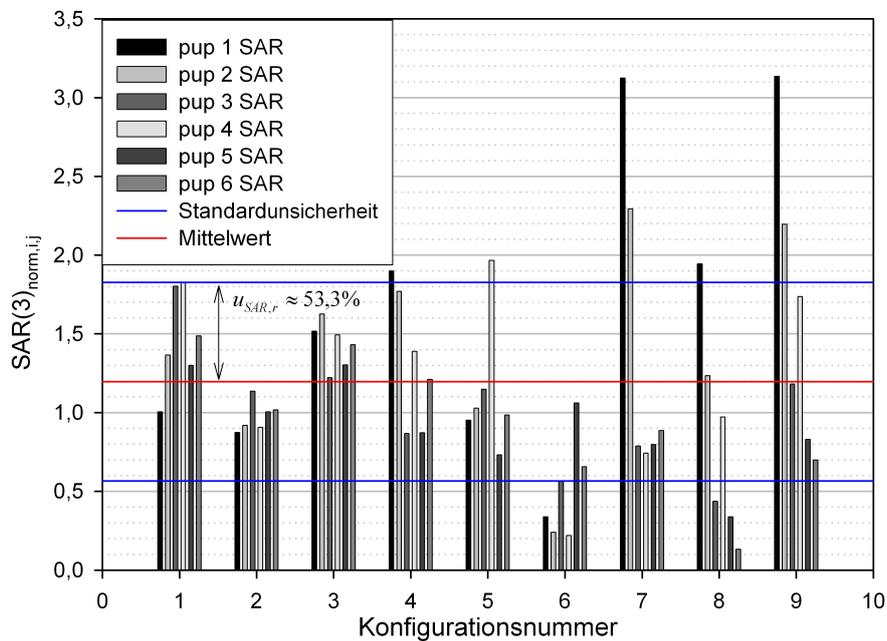


Abbildung 5.21: Expositionsphase 3: 2 erwachsene Mäuse und 6 „pups“ pro Käfig; Ganzkörper - SAR für 6 „pups“

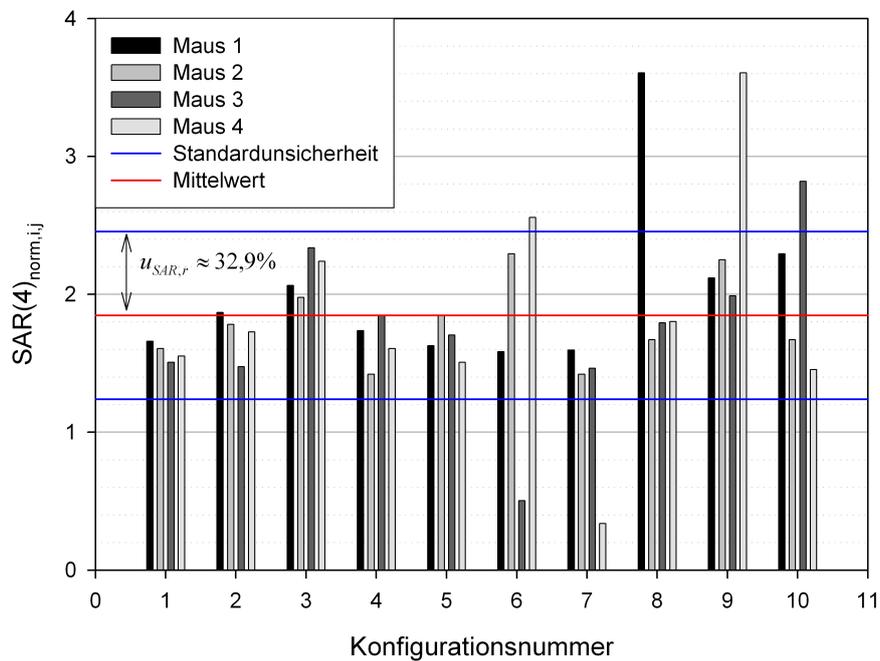


Abbildung 5.22: Expositionsphase 4: Ganzkörper - SAR für 4 junge Mäuse pro Käfig

Aus diesen Diagrammen ist ersichtlich, dass die Ganzkörper - SAR u.a. stark von der relativen Position der Tiere untereinander abhängt. Erkenntnisse, die für einfache Expositionsmodelle bereits in Kapitel 3 diskutiert wurden, beispielsweise dass die Ganzkörper - SAR am höchsten ist, wenn das einfallende Feld parallel zur Längsachse des Modells polarisiert ist, können auf die hier gezeigten Berechnungsergebnisse für Mäuse in einem Sektor der radialen Wellenleitung übertragen werden. Die genannte Ausrichtung des Mausmodells entspricht einer aufrecht sitzenden Maus im Käfigbereich.

In den Abbildungen 5.23 bis 5.25 sind die Histogramme für die normierten Ganzkörper - SAR erwachsener Mäuse mit ca. 24 g Gewicht, junger Mäuse mit ca. 17 g und „pups“ mit ca. 7 g dargestellt.

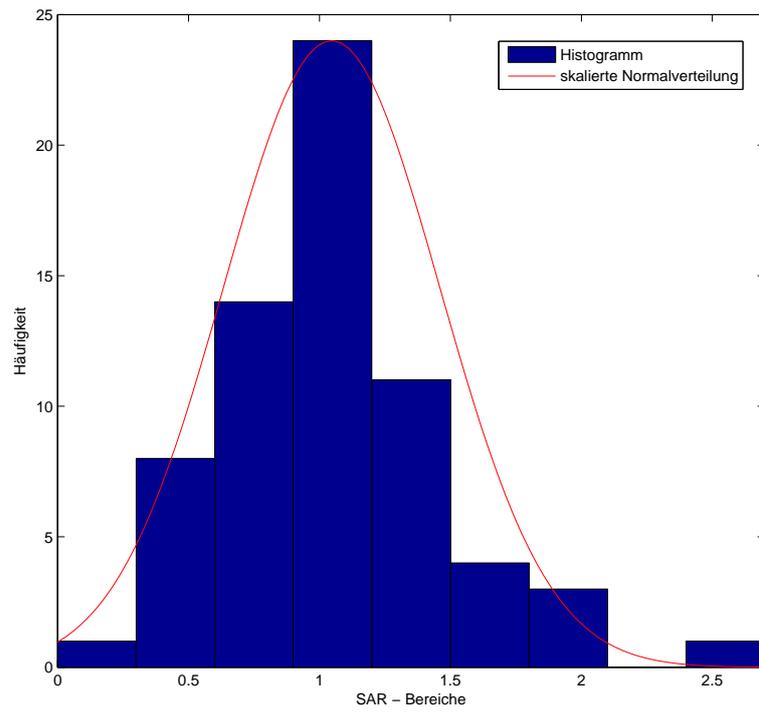


Abbildung 5.23: Histogramm für die Ganzkörper - SAR aller erwachsenen Mäuse; die rote Kurve zeigt die auf das Maximum skalierte Normalverteilung

5.3. Dosimetrie für unterschiedliche Mäusekonfigurationen im Käfig

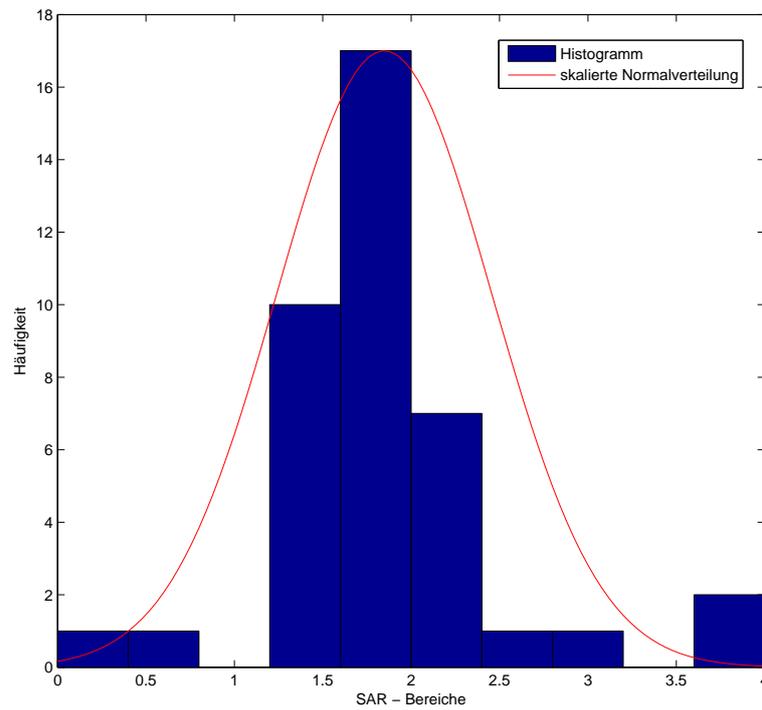


Abbildung 5.24: Histogramm für die Ganzkörper - SAR aller jungen Mäuse; die rote Kurve zeigt die auf das Maximum skalierte Normalverteilung

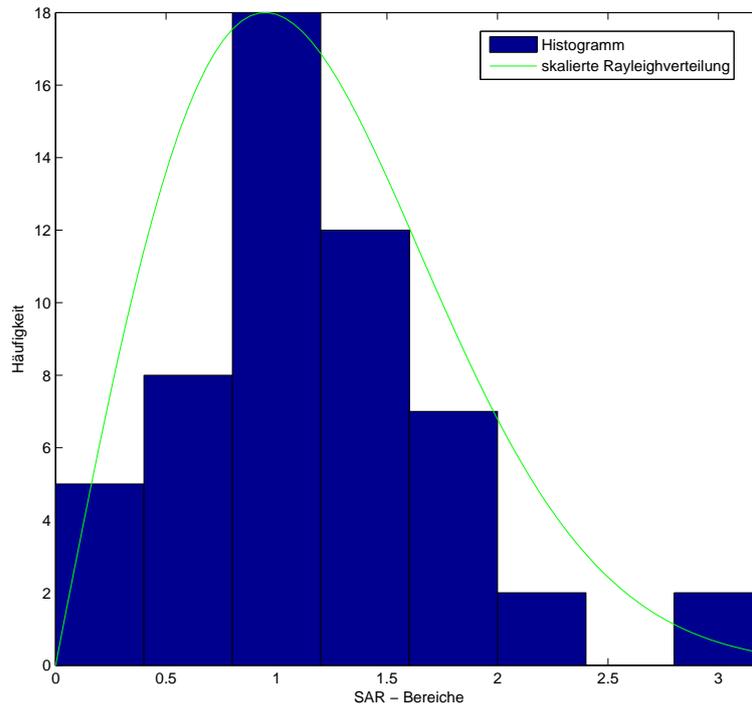


Abbildung 5.25: Histogramm für die Ganzkörper - SAR aller „pups“; die grüne Kurve zeigt die auf das Maximum skalierte Rayleighverteilung

Obwohl die Anzahl der Rechnungen relativ klein ist, lassen sich den Histogrammen bekannte Verteilungsdichtefunktionen zuordnen. Die Normalverteilung ist durch

$$f(y) = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{(y-\mu)^2}{2\sigma^2}} \quad (5.2)$$

und die Rayleighverteilung durch

$$f(y) = \frac{|y|}{\sigma^2} e^{-\frac{|y|^2}{2\sigma^2}}, \quad (5.3)$$

mit der Standardabweichung σ

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (y_i - \mu)^2} \quad (5.4)$$

und dem Erwartungswert μ

$$\mu = \bar{y} \quad (5.5)$$

gegeben. In den Abbildungen 5.23 bis 5.25 sind die Maxima der Verteilungsdichtefunktionen auf die maximale Häufigkeit der SAR normiert. Die Verteilungen der SAR bei größeren Mittelungsvolumina genügen einer Normalverteilung und bei kleineren Mittelungsvolumina eher einer Rayleighverteilung. Eine mögliche Erklärung dafür liefert die Tatsache, dass größere

Mittelungsvolumina stärker integrierend wirken und bei den kleineren Mittelungsvolumina kein dominanter Anteil vorhanden ist. Aus den Histogrammen ist erkennbar, dass sehr hohe SAR - Werte nur mit einer geringen Wahrscheinlichkeit auftreten.

5.3.4 Statistische Auswertung der Teilkörper - SAR

Die Auswertung der Teilkörper - SAR ist zweckmäßig, um die lokale Belastung der Tiere zu bestimmen und evtl. kleine Gebiete mit außergewöhnlich hohen SAR – so genannte „hot spots“ – erkennen zu können. Daher werden im Folgenden die Teilkörper - SAR ähnlich der ICNIRP - Richtlinie ermittelt (vgl. Abschnitt 2.2.3.2). Für die Berechnung der Teilkörper - SAR über eine Masse von 1 g wurde der an der ICNIRP - Richtlinie angelehnte Algorithmus dem im IEEE - Entwurf beschriebenen vorgezogen, da der Algorithmus ähnlich ICNIRP aufgrund der beliebigen Form des Mittelungsvolumens größere und realistischere Werte für die maximale Teilkörper - SAR liefert. In den Abbildungen 5.26 bis 5.30 sind die Teilkörper - SAR getrennt nach Expositionsphasen und Massen der Mäuse dargestellt. Die Werte sind auf den Mittelwert der Teilkörper - SAR für die erste Phase der Studie normiert, in der sich 3 erwachsene Mäuse in einem Käfig befinden.

$$SAR(x)_{1g,norm,i,j} = \frac{SAR(x)_{1g,i,j}}{SAR(1)_{1g}} = \frac{SAR(x)_{1g,i,j}}{5,22 \frac{W}{kg}}. \quad (5.6)$$

Dabei steht in Gleichung 5.6 das x stellvertretend für die Expositionsphasen 1 bis 4. Der Index i kennzeichnet die Konfiguration und der Index j eine Maus in der entsprechenden Konfiguration.

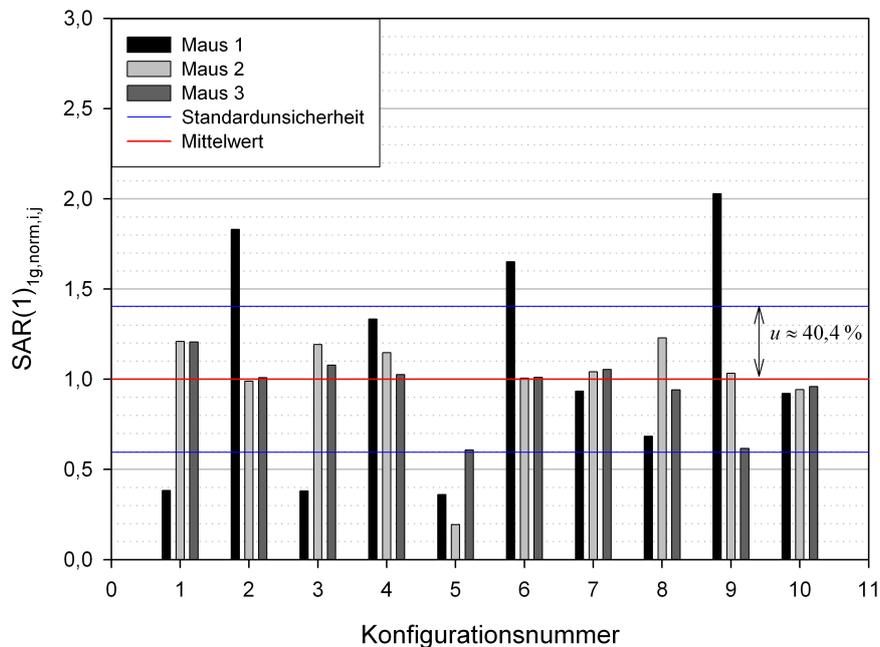


Abbildung 5.26: Expositionsphase 1: 1 g - SAR (ähnlich ICNIRP) für 3 erwachsene Mäuse pro Käfig

5.3. Dosimetrie für unterschiedliche Mäusekonfigurationen im Käfig

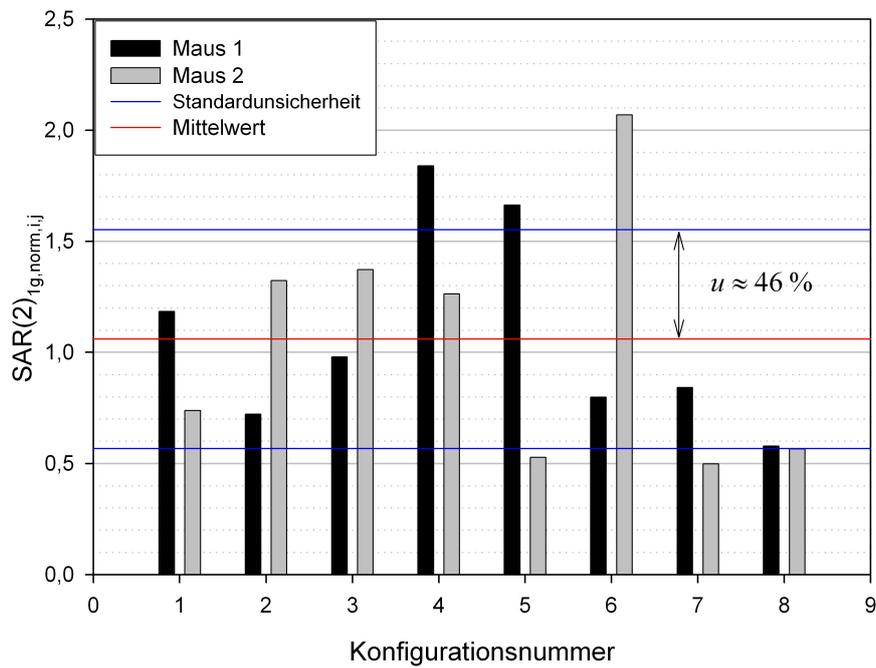


Abbildung 5.27: Expositionphase 2: 1 g - SAR (ähnlich ICNIRP) für 2 erwachsene Mäuse pro Käfig

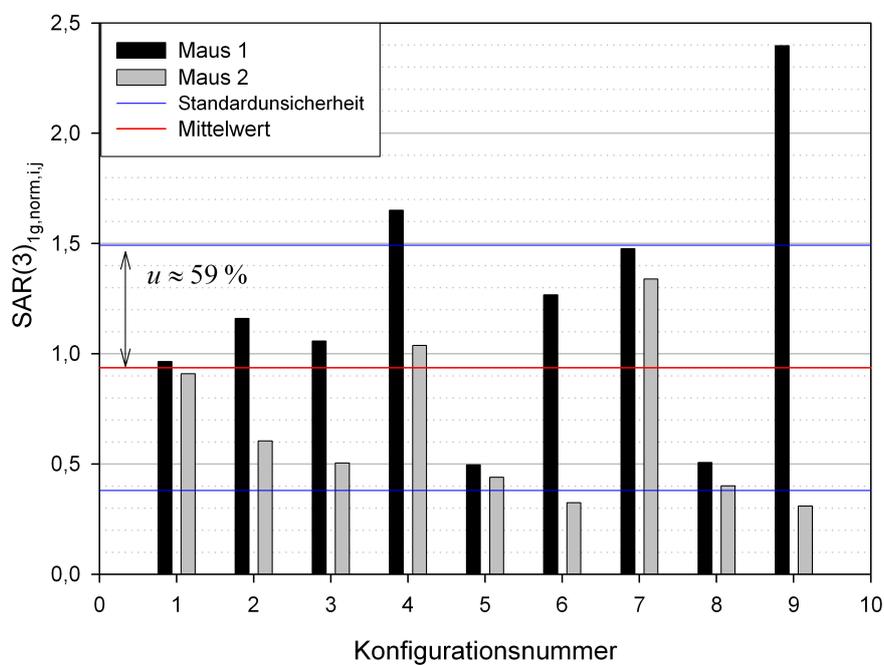


Abbildung 5.28: Expositionphase 3: 2 erwachsene Mäuse und 6 „pups“ pro Käfig; 1 g - SAR (ähnlich ICNIRP) für 2 erwachsene Mäuse

5.3. Dosimetrie für unterschiedliche Mäusekonfigurationen im Käfig

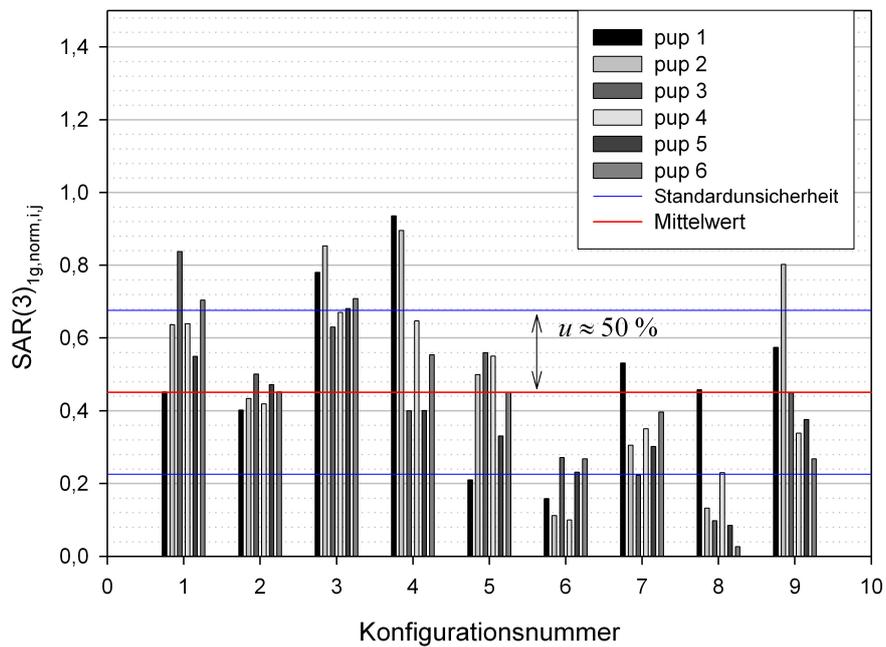


Abbildung 5.29: Expositionphase 3: 2 erwachsene Mäuse und 6 „pups“ pro Käfig; 1 g - SAR (ähnlich ICNIRP) für 6 „pups“

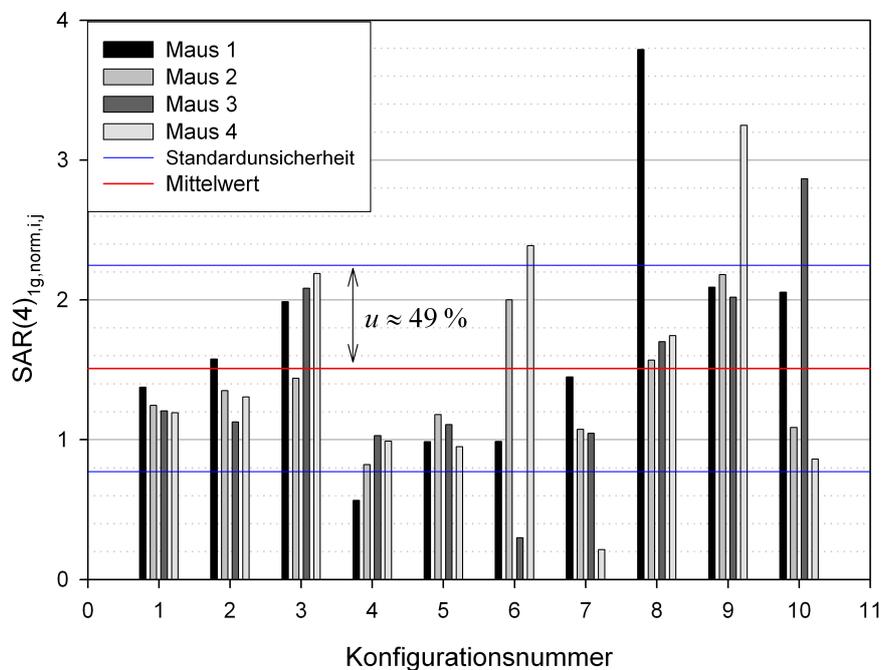


Abbildung 5.30: Expositionphase 4: 1 g - SAR (ähnlich ICNIRP) für 4 junge Mäuse pro Käfig

Aus diesen Abbildungen ist ersichtlich, dass die Teilkörper - SAR ebenso wie die Ganzkör-

per - SAR u.a. stark von den relativen Positionen der Tiere untereinander abhängen. Die Mittelwerte der Teilkörper - SAR sind etwa 3 bis 4 mal so hoch wie die entsprechenden Ganzkörper - SAR. Bei den „pups“ fällt die Differenz etwas niedriger aus, wobei allerdings zu beachten ist, dass das Mittelvolumen mit einer Masse von 1 g schon $\approx 14\%$ des Gesamtgewichts eines „pups“ ausmacht. Verglichen mit den Grenzwerten, die für die Exposition der Allgemeinbevölkerung gelten (Ganzkörper - SAR: $80 \frac{mW}{kg}$, Teilkörper - SAR: $2 \frac{W}{kg}$ bzw. $4 \frac{W}{kg}$), ist bei den exponierten Mäusen der genannte Faktor zwischen den berechneten Ganzkörper - SAR und Teilkörper - SAR deutlich geringer.

In den Abbildungen 5.39 bis 5.41 sind die Histogramme für die normierten Teilkörper - SAR der erwachsenen Mäuse, der Jungtiere und der „pups“, gemittelt über eine Masse von 1 g, dargestellt. Die SAR - Werte in den Histogrammen beziehen sich ebenfalls auf die mittlere SAR von 1 W/kg für 3 erwachsene Tiere pro Käfig. Die Auswertung dieser relativ kleinen Anzahl von Rechnungen ergibt, dass die Verteilungsfunktionen der Teilkörper - SAR eher einer Rayleighverteilung als einer Normalverteilung genügen. Aus den Histogrammen ist erkennbar, dass sehr hohe Teilkörper - SAR nur mit einer sehr geringen Wahrscheinlichkeit auftreten. Die am häufigsten auftretenden Teilkörper - SAR liegen für die erwachsene Maus und das Jungtier etwa im gleichen Bereich. Die Teilkörper - SAR für die „pups“ sind niedriger.

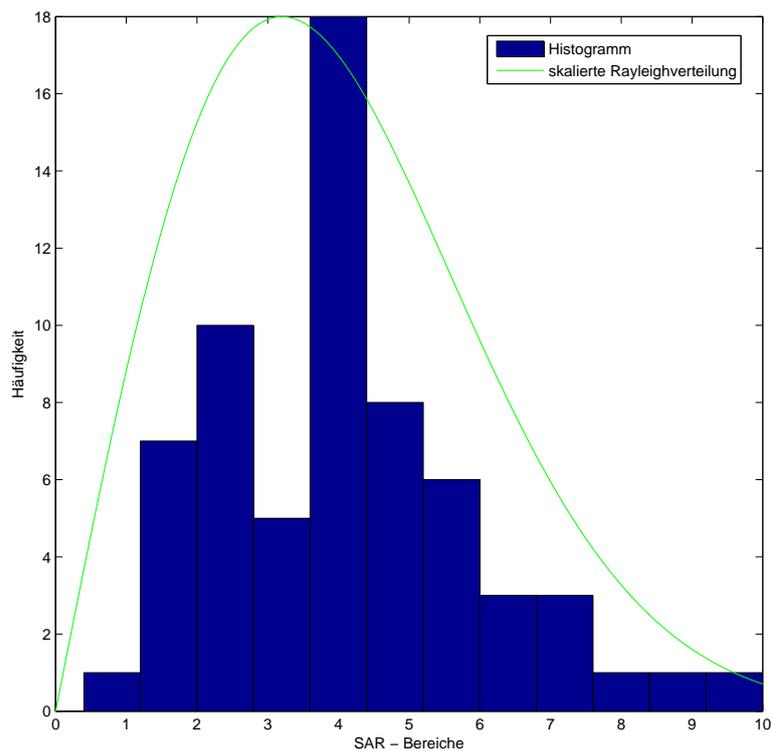


Abbildung 5.31: Histogramm für die 1 g - SAR aller erwachsenen Mäuse

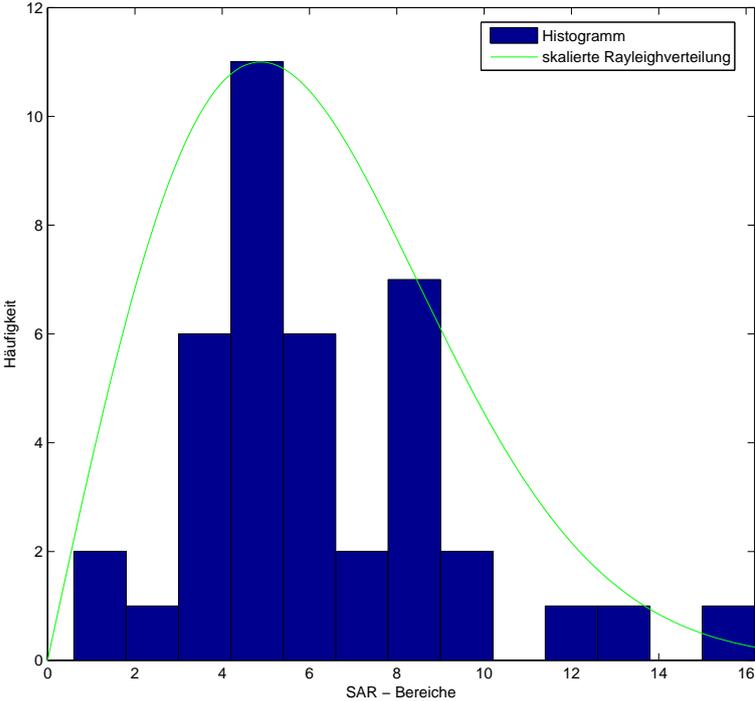


Abbildung 5.32: Histogramm für die 1 g - SAR aller Jungtiere

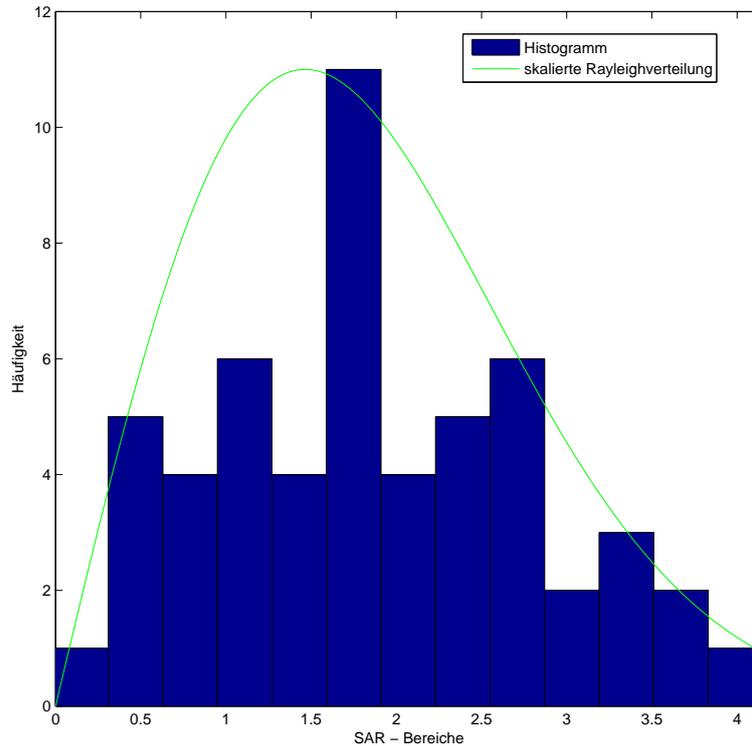


Abbildung 5.33: Histogramm für die 1 g - SAR aller „pups“

5.3.5 Ergebnisse für die maximale lokale Temperaturerhöhung

Im Folgenden werden die maximalen Temperaturerhöhungen im stationären Zustand aufgrund absorbiertes HF - Leistung in den Mäusen ausgewertet. Dazu werden die berechneten Temperaturerhöhungen in den Mäusen über ein Gewebevolument mit einer Masse von 1 g gemittelt und als lokale Temperaturerhöhung bezeichnet. Eine Vorgehensweise zur Ermittlung der lokalen Temperaturerhöhung wurde bisher in keiner allgemein gültigen Richtlinie und Norm festgelegt, so dass für die folgenden Auswertungen der maximalen lokalen Temperaturerhöhung in den Mäusen ein analoges Berechnungsverfahren entsprechend der Ermittlung der Teilkörper - SAR ähnlich ICNIRP (vgl. Abschnitt 2.2.3.2) angewendet wird. In den Abbildungen 5.34 bis 5.38 sind die über eine Masse von 1 g gemittelten Temperaturerhöhungen für die unterschiedlichen Expositionsphasen, bezogen auf die maximal auftretende lokale Temperaturerhöhung aller Expositionsphasen, dargestellt:

$$\Delta T(x)_{1g,norm,i,j} = \frac{\Delta T(x)_{1g,i,j}}{\Delta T_{1g,Gesamtmaximum}} = \frac{\Delta T(x)_{1g,i,j}}{0,70^\circ C}. \quad (5.7)$$

In Gleichung 5.7 steht das x stellvertretend für die Expositionsphasen 1 bis 4. Der Index i kennzeichnet die Konfiguration und der Index j eine Maus in der entsprechenden Konfiguration.

5.3. Dosimetrie für unterschiedliche Mäusekonfigurationen im Käfig

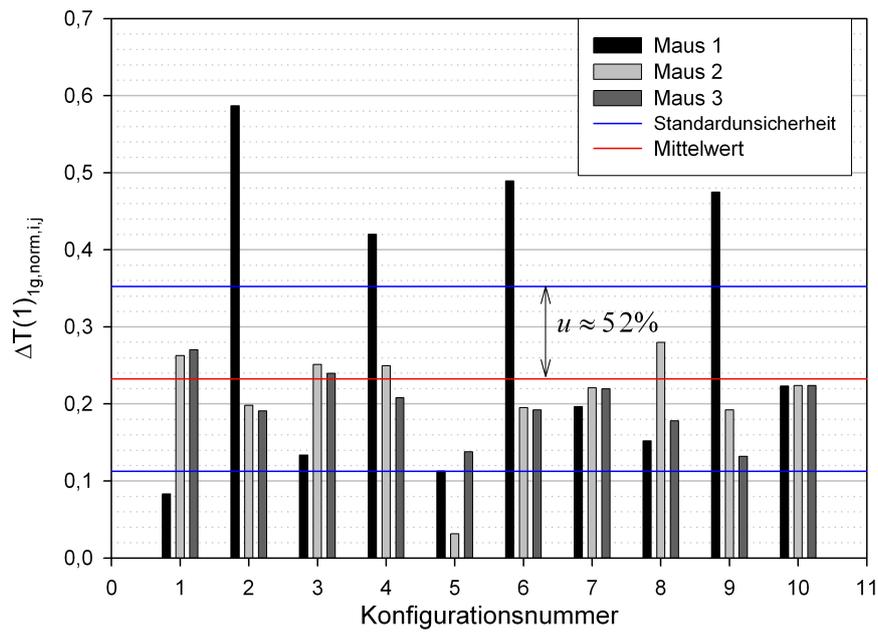


Abbildung 5.34: Expositionsphase 1: Lokale Temperaturerhöhung für 3 erwachsene Mäuse pro Käfig

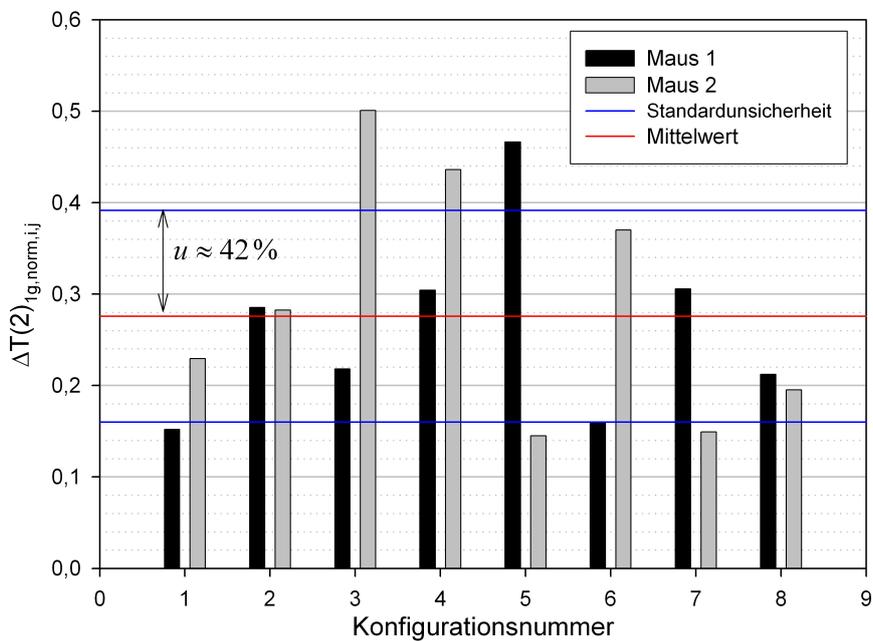


Abbildung 5.35: Expositionsphase 2: Lokale Temperaturerhöhung für 2 erwachsene Mäuse pro Käfig

5.3. Dosimetrie für unterschiedliche Mäusekonfigurationen im Käfig

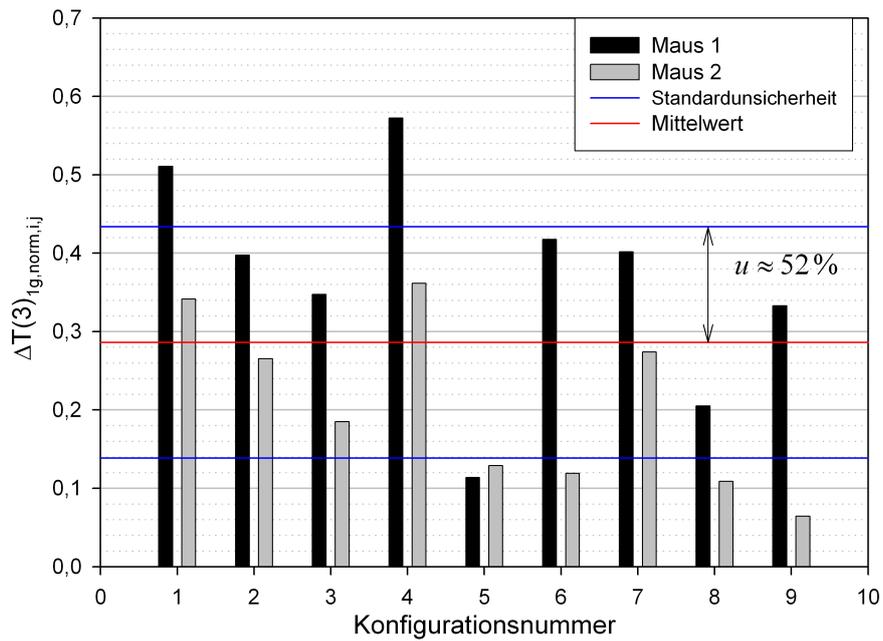


Abbildung 5.36: Expositionsphase 3: 2 erwachsene Mäuse und 6 „pups“ pro Käfig; Lokale Temperaturerhöhung für 2 erwachsene Mäuse

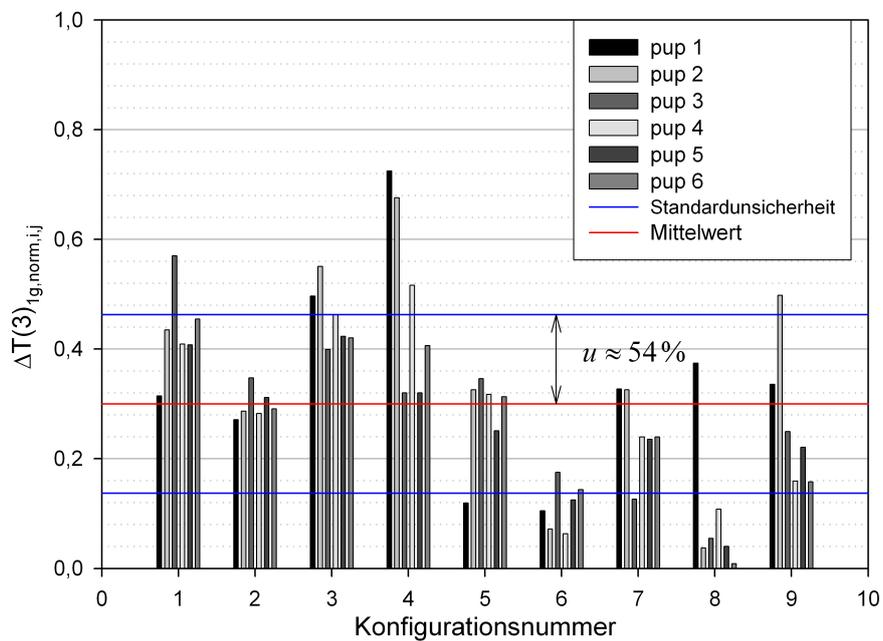


Abbildung 5.37: Expositionsphase 3: 2 erwachsene Mäuse und 6 „pups“ pro Käfig; Lokale Temperaturerhöhung für 6 „pups“

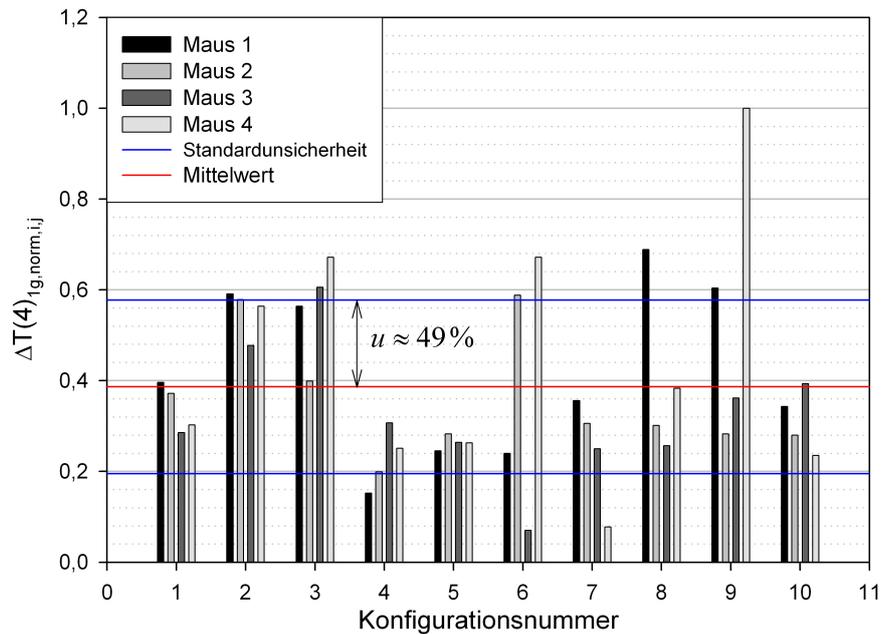


Abbildung 5.38: Expositionsphase 4: Lokale Temperaturerhöhung für 4 junge Mäuse pro Käfig

Aus diesen Abbildungen ist erkennbar, dass die maximale lokale Temperaturerhöhung innerhalb einer der betrachteten Tierkonfigurationen mit 4 jungen Mäusen auftritt; in dieser ist ein Mausmodell sehr weit vorne im Käfig platziert und befindet sich in einer aufrechten Position, so dass die Längsachse des Mausmodells parallel zur Polarisation des einfallenden elektrischen Feldes ausgerichtet ist. Im Mittel werden während aller Expositionsphasen zwischen 25 % und 40 % der maximal berechneten Temperaturerhöhung erreicht. Auch die entsprechenden Histogramme, die in den Abbildungen 5.39 bis 5.41 dargestellt sind, belegen, dass große lokale Temperaturerhöhungen aufgrund absorbiertes HF - Leistung Ausnahmen darstellen.

Die Auswertung dieser relativ kleinen Anzahl von Rechnungen ergibt, dass die Verteilungsfunktionen der lokalen Temperaturerhöhungen am ehesten einer Rayleighverteilung entsprechen. Die am häufigsten auftretenden lokalen Temperaturerhöhungen liegen für die erwachsene Maus, das Jungtier und die „pups“ im gleichen Bereich.

5.3. Dosimetrie für unterschiedliche Mäusekonfigurationen im Käfig

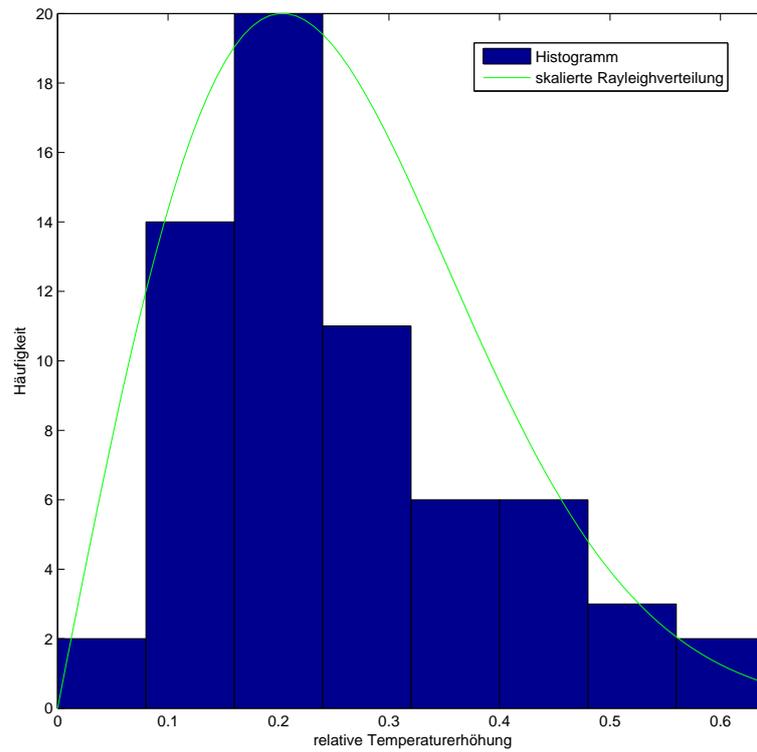


Abbildung 5.39: Histogramm für die lokale Temperaturerhöhung aller erwachsenen Mäuse

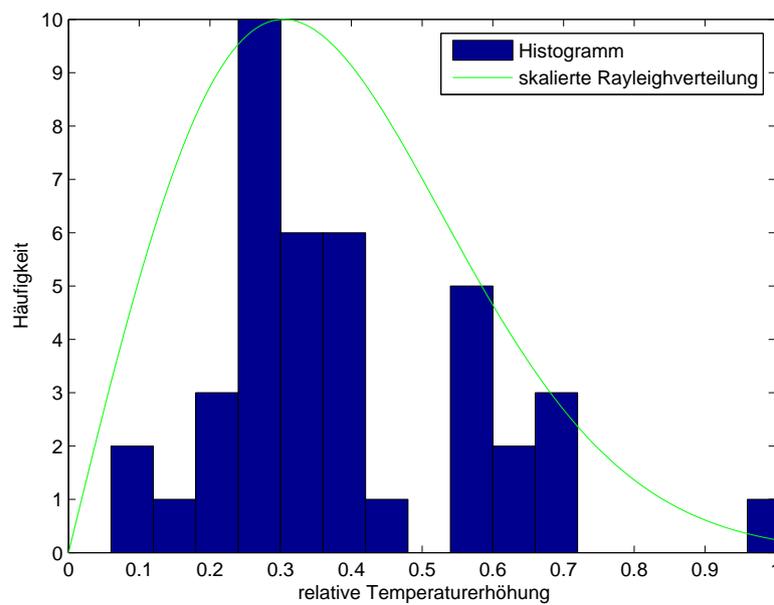


Abbildung 5.40: Histogramm für die lokale Temperaturerhöhung aller Jungtiere

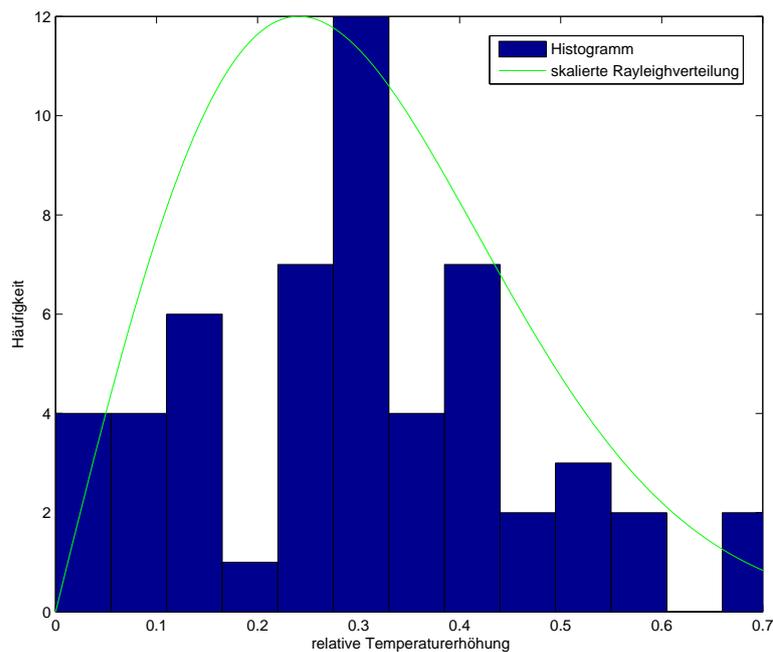


Abbildung 5.41: Histogramm für die lokale Temperaturerhöhung aller „pups“

5.3.6 Vergleich der Teilkörper - SAR und der lokalen Temperaturerhöhung

Die in den Abschnitten 5.3.4 und 5.3.5 vorgestellten Ergebnisse für die Teilkörper - SAR und die lokalen Temperaturerhöhungen werden in diesem Abschnitt verglichen. In den Abbildungen 5.42 bis 5.46 sind die Werte für die Teilkörper - SAR und die Temperaturerhöhungen in einem Diagramm, getrennt nach Expositionsphasen, dargestellt. Für eine bessere Übersichtlichkeit wurden die Werte auf die maximale Teilkörper - SAR bzw. die maximale lokale Temperaturerhöhung aller Konfigurationen bezogen:

$$SAR(x)_{1g,norm2,i,j} = \frac{SAR(x)_{1g,i,j}}{SAR_{1g,Gesamtmaximum}} = \frac{SAR(x)_{1g,i,j}}{15,6 \frac{W}{kg}}. \quad (5.8)$$

Dabei steht in Gleichung 5.8 das x stellvertretend für die Expositionsphasen 1 bis 4. Der Index i kennzeichnet die Konfiguration und der Index j eine Maus in der entsprechenden Konfiguration.

Der obere horizontale Balken einer Farbe ist immer der Teilkörper - SAR eines Tieres zugeordnet und der darunter liegende Balken der lokalen Temperaturerhöhung desselben Tieres.

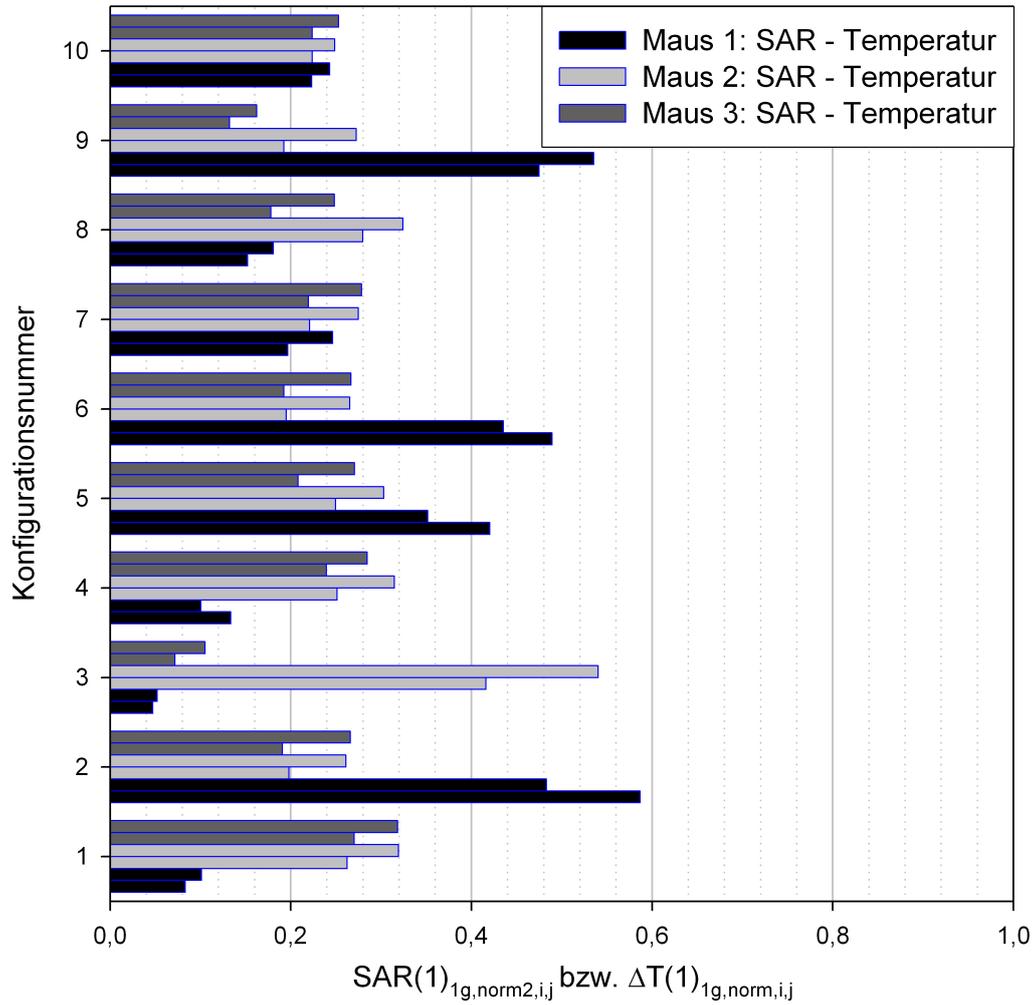


Abbildung 5.42: Expositionsphase 1: Vergleich der normierten Teilkörper - SAR und der lokalen Temperaturerhöhung für 3 erwachsene Mäuse pro Käfig

5.3. Dosimetrie für unterschiedliche Mäusekonfigurationen im Käfig

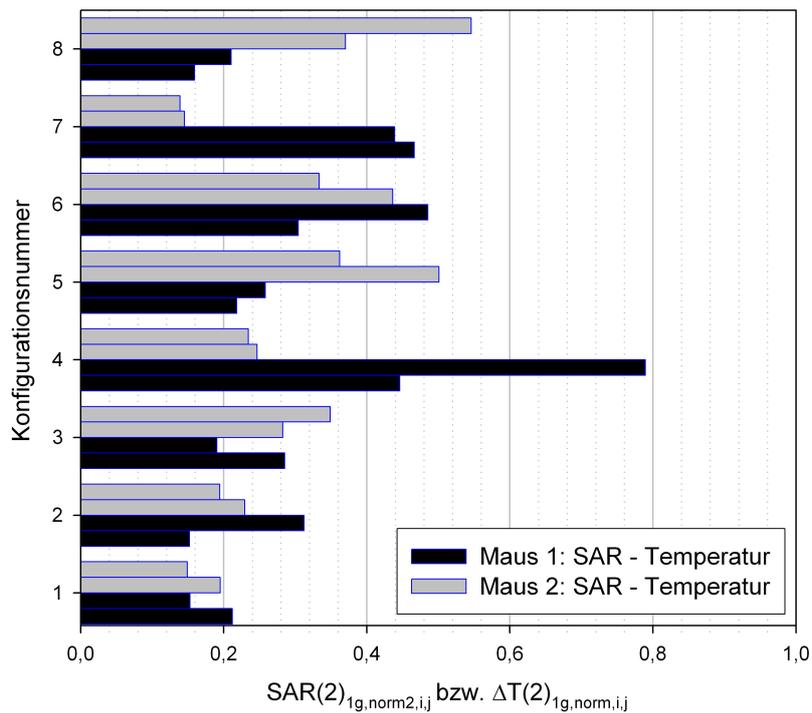


Abbildung 5.43: Expositionphase 2: Vergleich der normierten Teilkörper - SAR und der lokalen Temperaturerhöhung für 2 erwachsene Mäuse pro Käfig

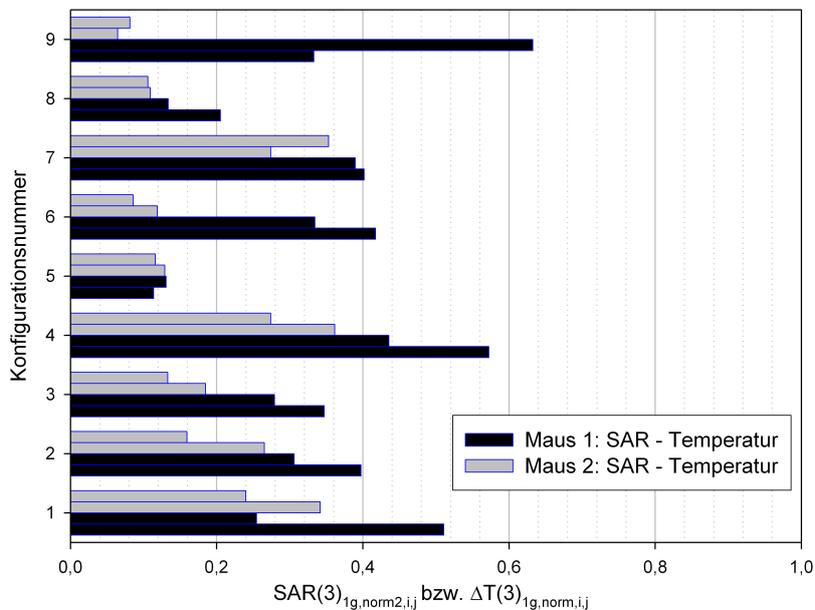


Abbildung 5.44: Expositionphase 3: 2 erwachsene Mäuse und 6 „pups“ pro Käfig; Vergleich der normierten Teilkörper - SAR und der lokalen Temperaturerhöhung für 2 erwachsene Mäuse

5.3. Dosimetrie für unterschiedliche Mäusekonfigurationen im Käfig

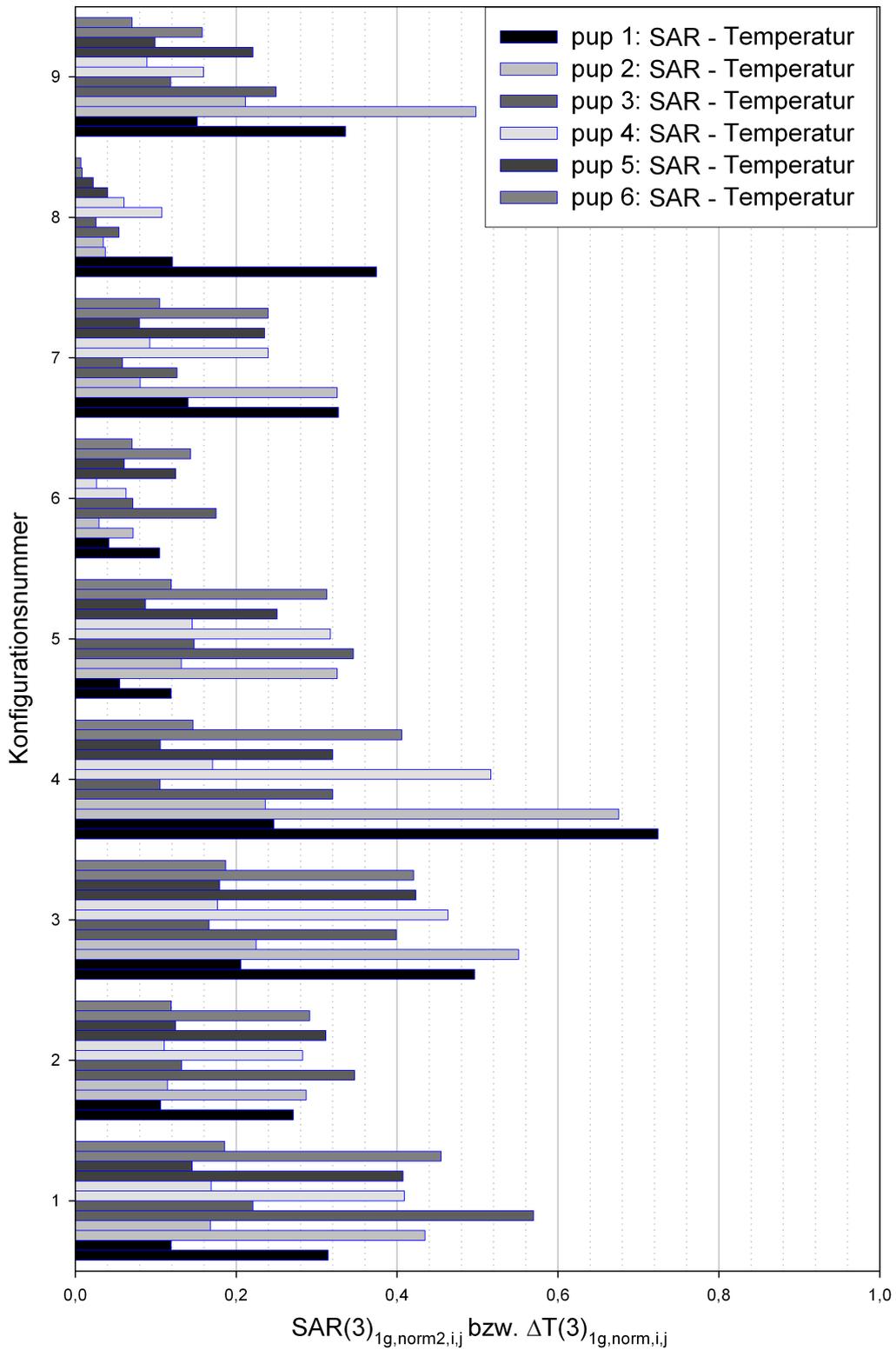


Abbildung 5.45: Expositionsphase 3: 2 erwachsene Mäuse und 6 „pups“ pro Käfig; Vergleich der normierten Teilkörper - SAR und der lokalen Temperaturerhöhung für 6 „pups“

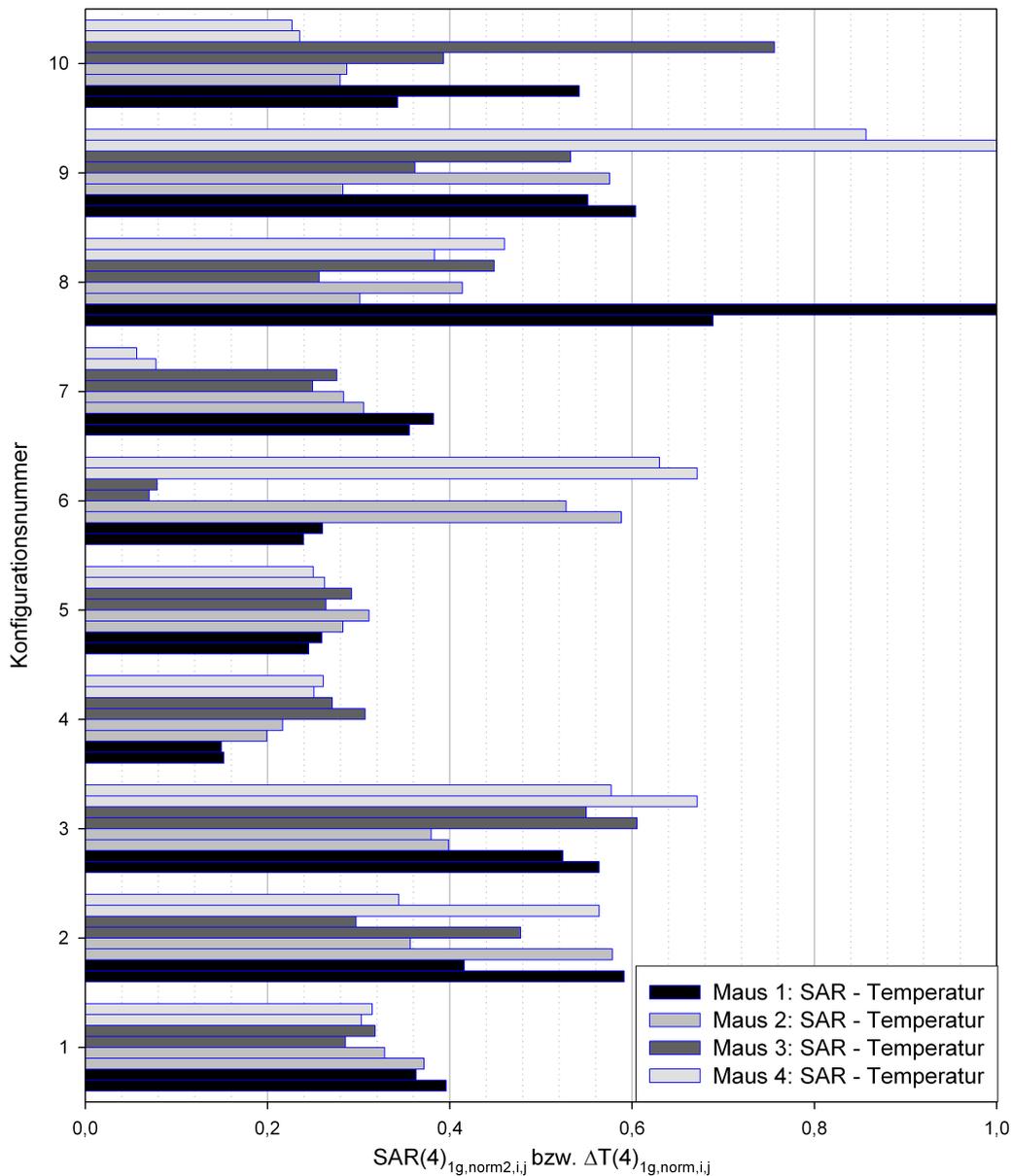


Abbildung 5.46: Expositionsphase 4: Vergleich der normierten Teilkörper - SAR und der lokalen Temperaturerhöhung für 4 junge Mäuse pro Käfig

Es ist aus den Abbildungen ersichtlich, dass bis auf wenige Ausnahmen hohe Teilkörper - SAR mit vergleichsweise hohen lokalen Temperaturdifferenzen verbunden sind. Die maximalen Teilkörper - SAR und lokalen Temperaturerhöhungen treten bei der Tierkonfiguration von 4 Jungtieren pro Käfig auf, allerdings bei unterschiedlichen Anordnungen der Mäuse zueinander.

Bei den Ergebnissen für die erwachsenen Mäuse ist auffällig, dass das Verhältnis von $\frac{SAR_{1g,i,j}}{SAR_{1g,Gesamtmaximum}}$ meistens größer als $\frac{\Delta T_{1g,i,j}}{\Delta T_{1g,Gesamtmaximum}}$ ist. Betrachtet man die Jungtiere, sind die genannten Verhältnisse ausgeglichen. Bei den „pups“ verhält es sich umgekehrt; dort ist das Verhältnis $\frac{\Delta T_{1g,i,j}}{\Delta T_{1g,Gesamtmaximum}}$ in den meisten Fällen größer als $\frac{SAR_{1g,i,j}}{SAR_{1g,Gesamtmaximum}}$. Die

durchgeführten Berechnungen legen die Vermutung nahe, dass die Betrachtung der Teilkörper - SAR bei den vergleichsweise kleinen „pups“ nicht ausreichend ist, um deren lokale Belastung aufgrund absorbiertes HF - Leistung zu ermitteln, so dass für diese Expositionsphasen eine Untersuchung der lokalen Temperaturerhöhung zusätzlich durchgeführt werden sollte. Hierbei muss allerdings beachtet werden, dass für die getätigten Untersuchungen homogene Ellipsoide als Körpermodelle der „pups“ verwendet wurden.

5.3.7 Variation der elektrischen Materialparameter

Wie bereits in Abschnitt 2.4.3 dargestellt wurde, sind die elektrischen Materialparameter messtechnisch bestimmte Größen, welche für biologisches Gewebe nur sehr schwer mit hoher Genauigkeit ermittelt werden können. Deshalb müssen bei der Auswertung der dosimetrischen Berechnungen Toleranzen der angegebenen Materialparameter mit berücksichtigt werden. Die Verlustleistung P_V ist eine Funktion von κ und der elektrischen Feldstärke, die proportional zu $1/\epsilon$ ist, so dass die Permittivitäten und die elektrischen Leitfähigkeitswerte des biologischen Gewebes entscheidend für die im Gewebe absorbierte Verlustleistung P_V sind. In Abschnitt 3.3 wurde bereits der Einfluss unterschiedlicher Werte von Permittivität und Leitfähigkeit auf die SAR anhand eines einfachen Modells (homogener Ellipsoid im Feld einer linear polarisierten HEW) untersucht mit dem Ergebnis, dass eine Variation der Permittivität um 10% die Ganzkörper - SAR stark beeinflussen kann. Daher werden im Folgenden Variationen der elektrischen Gewebeparameter für die in der realen Expositionsumgebung positionierten, hochaufgelösten Mausmodelle betrachtet. Die Auswahl der für diese Untersuchung verwendeten Berechnungsmodelle erfolgt gemäß Abschnitt 2.3.6. Als Basismodell für die Parametervariation wird pro Expositionsphase ein Modell verwendet, für welches die Ganzkörper - SAR der Mäuse nahe am Mittelwert der SAR der entsprechenden Expositionsphase liegen. Die Materialparameter des biologischen Gewebes werden um $\pm 10\%$ in die gleiche Richtung und gegenläufig variiert, da ϵ_r und κ mit unterschiedlicher Proportionalität und Gewichtung in die Verlustleistung eingehen. Die Ergebnisse sind in den Diagrammen 5.47 bis 5.49 dargestellt.

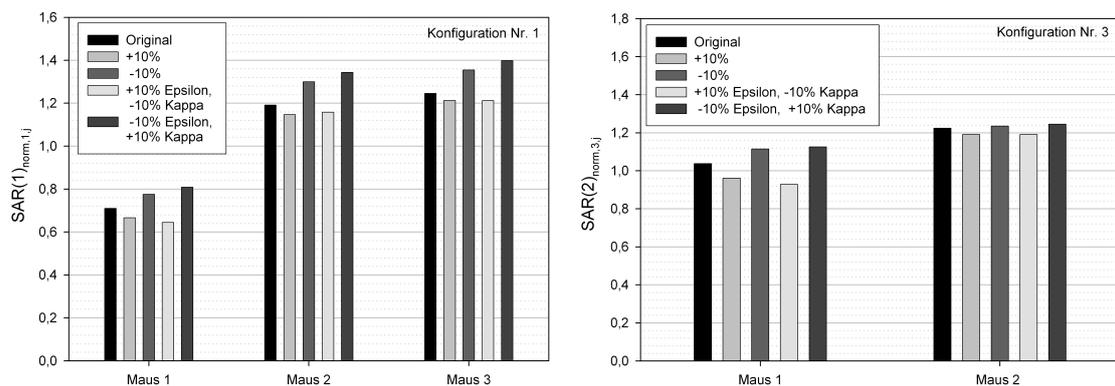


Abbildung 5.47: Ganzkörper - SAR; Variation der elektrischen Materialparameter; links: Expositionsphase 1; 3 erwachsene Mäuse pro Käfig; rechts: Expositionsphase 2; 2 erwachsene Mäuse pro Käfig

5.3. Dosimetrie für unterschiedliche Mäusekonfigurationen im Käfig

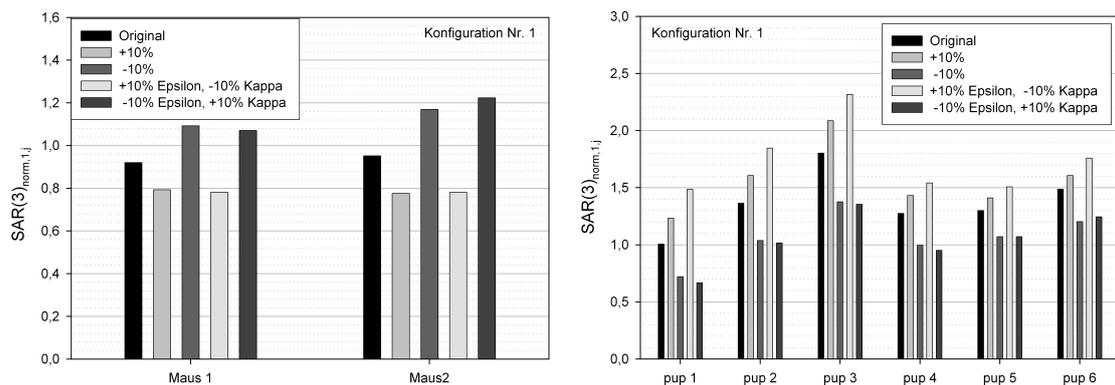


Abbildung 5.48: Ganzkörper - SAR; Variation der elektrischen Materialparameter; Expositionsphase 3 mit 2 erwachsenen Mäusen und 6 „pups“ pro Käfig; links: 2 erwachsene Mäuse; rechts: 6 „pups“

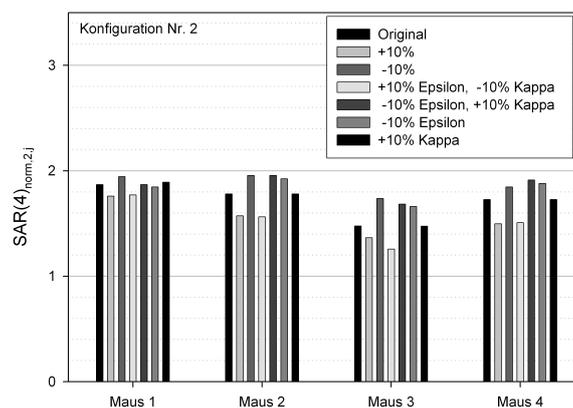


Abbildung 5.49: Ganzkörper - SAR; Variation der elektrischen Materialparameter; Expositionsphase 4; 4 heranwachsende Mäuse pro Käfig

Aus den Abbildungen 5.47 bis 5.49 ist ersichtlich, dass die Änderungen der Ganzkörper - SAR aufgrund von Variationen der Permittivität und Leitfähigkeit klein gegenüber der Standardunsicherheit sind, die durch unterschiedliche Körperhaltungen der Tiere und unterschiedliche relative Positionen der Tiere zueinander bedingt wird. Die größte prozentuale Veränderung in der Ganzkörper - SAR kann bei den „pups“ beobachtet werden. Für die erwachsenen Mäuse und die Jungtiere erhöht sich in den meisten Tieren mit steigender Leitfähigkeit und abnehmender Permittivität die Ganzkörper - SAR.

Die hier gezeigten Berechnungsergebnisse liefern einen großen Beitrag zur oberen und unteren Schranke bzw. zu den Unsicherheiten der Mittelwerte der Ganzkörper - SAR für die unterschiedlichen Expositionsphasen. Die Streuung der SAR unter den Mäusen, d.h. die Streuung um den Mittelwert, wird dadurch nicht verändert, da in den erfolgten Betrachtungen die Materialparameter des biologischen Gewebes jeder Maus als gleich angenommen wurden.

5.3.8 Einfluss der direkten Expositionsumgebung und der Tierbeschaffenheit auf die SAR

Die Expositionsanlagen bilden bei der betrachteten Langzeitstudie auch gleichzeitig den Lebensraum der Mäuse, so dass die Umgebung der Mäuse einem dynamischen Prozess unterliegt. Des Weiteren unterscheiden sich die Mäuse individuell in ihrer Form und Beschaffenheit. Diese Variablen werden im Folgenden gesondert betrachtet und bei der Auswertung der SAR - Variation berücksichtigt. Als Basismodell wird für diese Untersuchung eine einzelne erwachsene Maus innerhalb eines Käfigs in der Wellenleitung betrachtet. Ausgehend von diesem Basismodell werden die direkte Umgebung der Maus im Käfig sowie die Maus selbst möglichst realitätsnah verändert (vgl. Abschnitte 2.3.4 und 2.3.5). Die Mäuse befinden sich in der Realität nicht in leeren Käfigen; die Käfige sind in der betrachteten Studie teilweise mit Streu und Zeitungspapier gefüllt. Streu und Zeitungspapier wurden modelliert, indem ein vorgegebenes luftgefülltes Volumen zu einem bestimmten Anteil mit zusammenhängendem Material gefüllt wurde. Für die elektrischen Materialparameter von Streu wurden $\epsilon_r = 1,82$ und $\kappa = 0,0054 S/m$ und für die von Zeitungspapier $\epsilon_r = 2,7$ und $\kappa = 0,0165 S/m$ verwendet. Durch Urin und Trinkwasser können nasse Stellen im Käfig entstehen, die in der Berechnung durch Wasserflecken berücksichtigt wurden. Diese wurden durch halbe Ellipsoide modelliert, so dass man auch im Modell, die aufgrund der realen Oberflächenspannung von Wassertropfen leicht gewölbte Oberfläche des Wasserflecks erhält. Das in den Berechnungen verwendete Körpermodell ist nur für eine bestimmte Körperhaltung der Maus gültig. Daher wurde durch Betrachtungen gestreckter und gestauchter Modelle berücksichtigt, dass die Tiere ihre Körperhaltung in der Realität ändern können. Weiterhin unterscheiden sich die Mäuse individuell. Mit einer zusätzlichen Voxelschicht, die um das anatomisch korrekte Körpermodell gelegt wurde, kann die Auswirkung dickerer Haut oder dichteren Fells untersucht werden. Aufgrund der Ermangelung von Materialparametern für Fell, wurde anstatt Fell Hautgewebe verwendet. Zudem ist die Haut der Maus nicht notwendigerweise trocken, so dass auch feuchte und nasse Haut in den Berechnungen untersucht wurde. Für nasse Haut wurden für die elektrischen Materialparameter die Permittivität von Wasser bei 1,966 GHz mit $\epsilon_r = 78$ und eine Leitfähigkeit von $\kappa = 2,16 S/m$ eingesetzt. Die Materialparameter für feuchte Haut ($\epsilon_r = 43,57$ und $\kappa = 1,32 S/m$) wurden [82] entnommen. Für das Material der äußeren Voxelschicht des anatomisch korrekten Körpermodells ist Bindegewebe vorgegeben. Allerdings besteht augenscheinlich die Oberfläche einer Maus größtenteils aus Fell bzw. Haut, so dass anstelle der Materialdaten von Bindegewebe auch die von Haut eingesetzt wurden. Die Auswertungen dieser Berechnungen wurden für Veränderungen, die das Körpermodell der Maus betreffen, und Modellveränderungen in der direkten Umgebung des Mausmodells differenziert durchgeführt. Tabelle 5.2 listet die simulierten Konfigurationen auf. Die angegebenen Ganzkörper - SAR sind auf die Bezugsmodelle „O“ und „V3“ normiert.

Abbildung 5.50 zeigt beispielsweise das Modell einer Maus, die eine doppelte Hautschicht besitzt, welche nass ist (Modell 'V7'). Das Mausmodell ist mit dem hinteren Teil in nassem Zeitungspapier platziert und befindet sich unmittelbar auf einem Wasserfleck. Die doppelte Hautschicht berücksichtigt, dass die Mäuse in der Realität unterschiedlich dickes Hautgewebe sowie unterschiedlich dichtes Fell besitzen können.

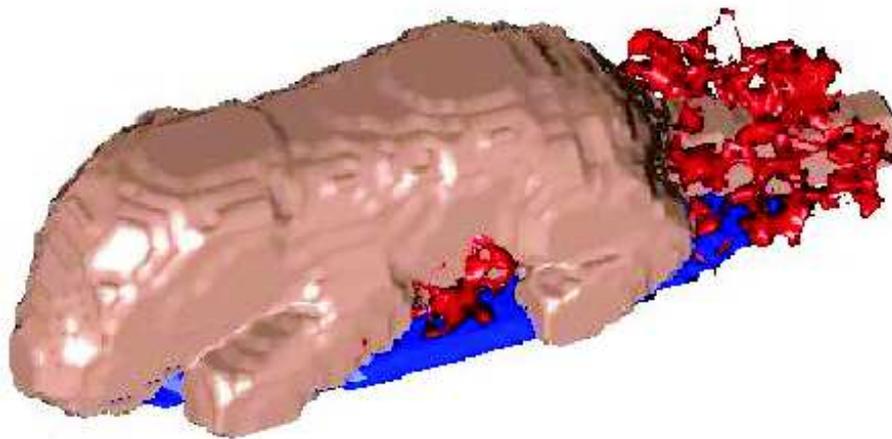


Abbildung 5.50: Modell „V7“: Das dargestellte Mausmodell besitzt eine doppelte Hautschicht, die nass ist, sitzt auf einem Wasserfleck und befindet sich teilweise in nassem Zeitungspapier.

Die Auswertung der Berechnungsergebnisse für dieses Modells zeigt, dass aufgrund der hohen Permittivität von Wasser nur wenig Feld in das biologische Objekt eindringt. Mit etwa 35 % wird ein großer Teil der Verlustleistung von der äußeren nassen Hautschicht, dem Wasserfleck und dem nassen Zeitungspapier absorbiert. Die Ganzkörper - SAR ist geringer als in dem Bezugsmodell „O“ (vgl. Tabelle 5.2, Modell „V7“).

In den Abbildungen 5.51 bis 5.53 sind die Berechnungsergebnisse der untersuchten Modelle grafisch aufgetragen. Abbildung 5.51 zeigt die Ganzkörper - SAR der Modelle, die in ihrer Beschaffenheit, wie beispielsweise Form, Dicke und Zustand der Haut, gegenüber dem Bezugsmodell „O“ geändert wurden. Die auf das Modell „O“ normierten Ganzkörper - SAR, die sich aufgrund einer veränderten Umgebung des Mausmodells ergeben, sind in Abbildung 5.52 dargestellt. Das Diagramm in Abbildung 5.53 zeigt Berechnungsergebnisse der SAR für Konfigurationen, in denen als Bezugsmodell ein Mausmodell mit doppelter Hautschicht verwendet wurde (Modell „V3“). Ausgehend von diesem Mausmodell sind in dem Diagramm die normierten SAR für Konfigurationen aufgetragen, in denen das Körpermodell der Maus und dessen direkte Umgebung gleichzeitig verändert wurden. Für eine bessere Vergleichbarkeit der Ergebnisse ist in jedem Diagramm zusätzlich das Ergebnis des entsprechenden Bezugsmodells dargestellt.

5.3. Dosimetrie für unterschiedliche Mäusekonfigurationen im Käfig

Modellname	Modellbeschreibung	SAR normiert auf das Modell „O“	SAR normiert auf das Modell „V3“
O	Bezugsmodell	1	1,29
V1	Maus sitzt auf einem großen Wasserfleck	1,06	1,37
V2	Maus befindet sich in Zeitungspapier	1,03	1,33
V3	Maus besitzt eine doppelte Hautschicht	0,78	1
V4	Maus besitzt eine doppelte Hautschicht welche nass ist	0,51	0,66
V5	Maus ist gestreckt	1,08	1,40
V6	Maus ist gestaucht	0,71	0,92
V7	Maus besitzt eine doppelte Hautschicht, welche nass ist, sitzt auf einem Wasserfleck und befindet sich in nassem Zeitungspapier	0,40	0,52
V8	wie V7, allerdings besitzt die Maus feuchtes Haut	0,51	0,66
V9	Maus mit doppelter Hautschicht befindet sich in Streu	0,84	1,08
V10	Maus befindet sich in Streu	1,2	1,55
V11	wie V7, allerdings ist die Maus gestaucht	0,37	0,47
V12	wie V7, allerdings ist die Maus gestaucht und besitzt feuchte Haut	0,50	0,65
V13	wie V7, allerdings ist die Maus gestreckt	0,46	0,59
V14	wie V7, allerdings ist die Maus gestreckt und besitzt feuchte Haut	0,68	0,88
V15	wie Modell O, allerdings besitzt die Maus feuchte Haut	0,98	1,26
V16	wie Modell O, allerdings besitzt die Maus nasse Haut	0,97	1,25
V17	Maus besitzt doppelte Hautschicht und ist gestreckt	0,53	0,68
V18	Maus besitzt doppelte Hautschicht und ist gestaucht	0,83	1,07
V19	wie Modell O, allerdings besitzt die Maus feuchte Haut (anstelle von Bindegewebe)	0,95	1,22
V20	wie Modell O, allerdings besitzt die Maus nasse Haut (anstelle von Bindegewebe)	0,68	1,15

Tabelle 5.2: Auflistung der berechneten Modellvariationen mit den entsprechenden, auf die Modelle „O“ und „V3“ normierten Ganzkörper - SAR

5.3. Dosimetrie für unterschiedliche Mäusekonfigurationen im Käfig

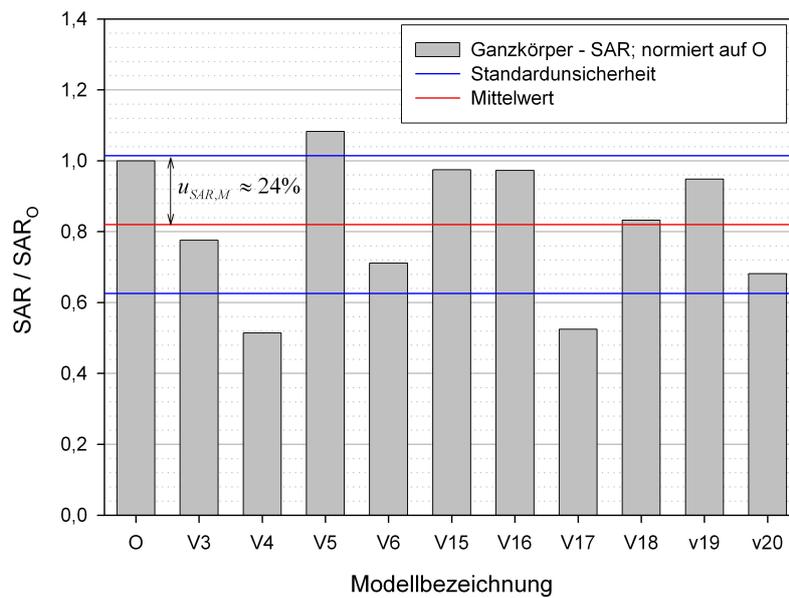


Abbildung 5.51: Auf das Modell „O“ bezogene Ganzkörper - SAR: Berechnungen, in denen das Körpermodell der Maus verändert wurde.

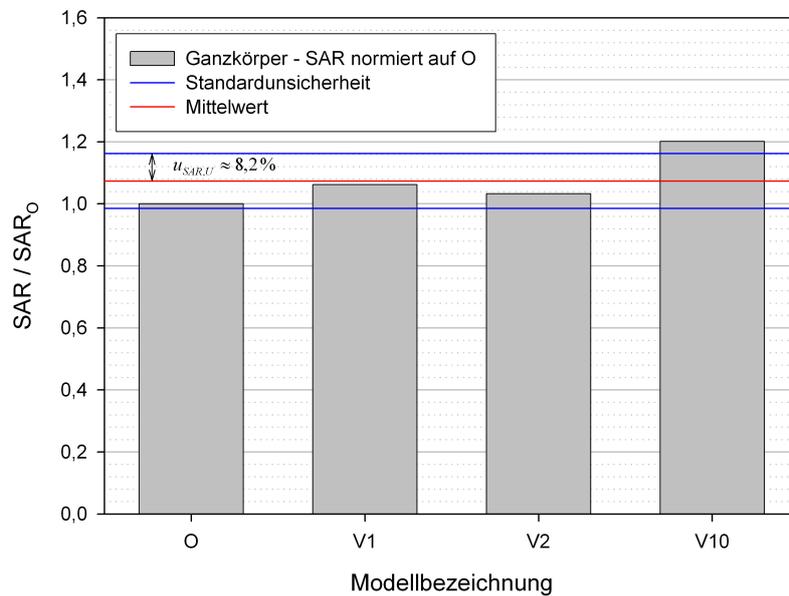


Abbildung 5.52: Auf das Modell „O“ bezogene Ganzkörper - SAR: Berechnungen, in denen die direkte Umgebung des Mausmodells verändert wurde.

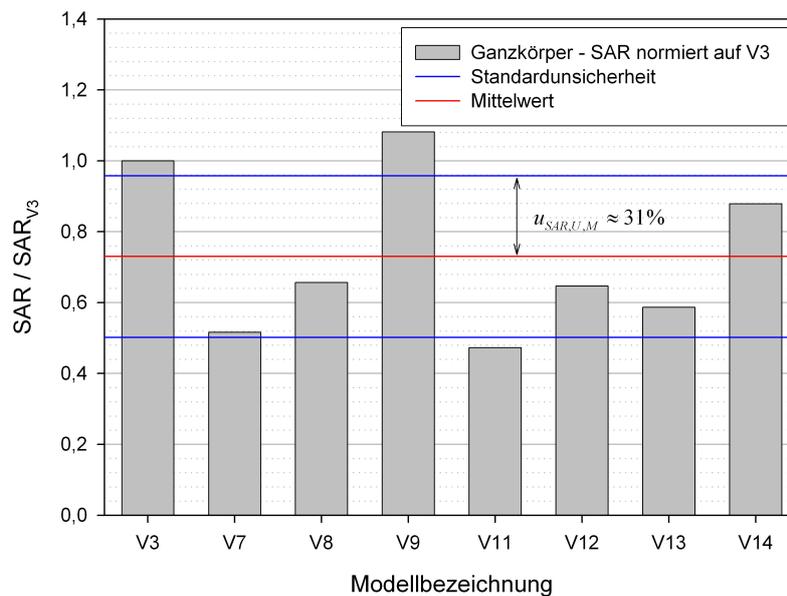


Abbildung 5.53: Auf das Modell „V3” bezogene Ganzkörper - SAR: Berechnungen, in denen das Körpermodell der Maus und dessen direkte Umgebung verändert wurden.

Aus den Abbildungen 5.51 bis 5.53 ist ersichtlich, dass die Veränderung des Körpermodells der Maus die Ganzkörper - SAR am stärksten beeinflusst. Veränderungen der direkten Umgebung wirken sich nicht so stark auf die SAR aus. Für einige Modelle mit doppelter Hautschicht sinkt die SAR im Vergleich zum Bezugsmodell „O” deutlich ab. In Abbildung 5.53 ist erkennbar, dass bei den Mausmodellen, die eine doppelte Hautschicht besitzen, welche nass ist, und die in eine stark veränderte Umgebung eingebettet sind, die Ganzkörper - SAR ebenfalls weit gegenüber dem Basismodell „V3” und somit auch weit gegenüber dem Bezugsmodell „O” absinken. Bei der Auswertung aller hier durchgeführten Berechnungen ist ein starkes Ansteigen der Ganzkörper - SAR gegenüber dem Bezugsmodell „O” nicht zu beobachten.

5.4 Kumulierte Unsicherheit der Ganzkörper - SAR

Obwohl im Rahmen dieser Arbeit sehr umfassende Untersuchungen zur Auswirkung der Variation diverser Parameter auf die Ganzkörper - SAR und die Teilkörper - SAR durchgeführt wurden, ist es nicht möglich, eine exakte Gesamtvariation der SAR für die Studie anzugeben. Um eine möglichst genaue Angabe zur Gesamtvariation tätigen zu können, wäre es zusätzlich notwendig, Verhaltensstudien über die Tiere durchzuführen und diese Ergebnisse in die Auswertung der berechneten Standardabweichungen mit einfließen zu lassen.

Des Weiteren ist bei der Auswertung der Ergebnisse aus Abschnitt 5.3.8 zu beachten, dass diese für Berechnungen einer ausgewachsenen Maus pro Käfig gelten. Somit ist es fraglich, ob die ermittelten Werte auf heranwachsende Mäuse, „pups” und Mäusegruppen übertragen werden können.

5.4. Kumulierte Unsicherheit der Ganzkörper - SAR

Die Tabelle 5.3 listet zusammenfassend die ermittelten Standardunsicherheiten sowie die obere und untere Schranke der SAR für die unterschiedlichen Expositionsphasen auf, die sich aus den numerischen Berechnungen ergeben. Tabelle 5.4 gibt die Standardunsicherheit der übrigen Parameter an, die entsprechend Abschnitt 2.3 ermittelt wurden.

Expositionsphase	Standardunsicherheit / Streuung der Ganzkörper - SAR $u_{SAR,r}$	Unsicherheit des Mittelwertes; obere Schranke u_{avg}^+	Unsicherheit des Mittelwertes; untere Schranke u_{avg}^-
3 erwachsene Mäuse	31,4%	+12,8 %	-4,2 %
2 erwachsene Mäuse	27,8%	+4,8 %	-6,3 %
2 erwachsene Mäuse und 6 „pups“			
2 erwachsene Mäuse	49,2%	+ 22,8%	-16,4 %
6 „pups“	53,3%	+ 24,0%	-25,3 %
4 heranwachsende Mäuse	32,9%	+9,3 %	-11,0 %

Tabelle 5.3: Zusammenfassende Auflistung der Standardunsicherheiten und der oberen und unteren Schranken für die Ganzkörper - SAR der betrachteten „in vivo“ Studie auf Basis numerischer Berechnungen

betrachtete Größe	Unsicherheit
gemessene Leistung: $u_{P_g,r}$	14,73 %
Variation der Umgebung: $u_{SAR,U}$	8,2 %
Variation des Mausmodells: $u_{SAR,M}$	24,0 %
Kalibrierfaktor des Messsystems: u_{cal}	2,3 %
Umrechnungsfaktor: $u_c(b)$	0,33 %

Tabelle 5.4: Auflistung der Standardunsicherheiten diverser Expositionsparameter

Im Folgenden werden die aufgelisteten Unsicherheiten auf zwei verschiedenen Wegen zu einer resultierenden Unsicherheit der SAR mit Angabe einer oberen und unteren Schranke zusammengefasst.

Zunächst erfolgt eine Gewichtung der SAR - Variation bzgl. der Ausrichtung der Mäuse im Käfig über die Anzahl der entsprechend durchgeführten Berechnungen. Es wurden beispielsweise mehr typische (Maus liegt am Boden des Käfigs) als untypische Konfigurationen (Maus sitzt aufrecht im Käfig) berechnet. Die konstruktionsbedingte, messtechnisch ermittelte Standardabweichung $u_{P_g,r}$ für die Leistung wird mit 14,73 % für den höchsten SAR - Nennwert berücksichtigt. Eine unterschiedliche Dauer der Expositionsphasen wird nicht betrachtet.

Die gesamte Standardunsicherheit für die Ganzkörper - SAR, die die diskutierten Parameter berücksichtigt, wird entsprechend den Gleichungen 2.82, 2.84 und 2.85 ermittelt und ist in Tabelle 5.5 angegeben.

5.4. Kumulierte Unsicherheit der Ganzkörper - SAR

Expositionsphase	gesamte Standardunsicherheit der SAR $u_{SAR,g}$	Unsicherheit des Mittelwertes; obere Schranke u^+	Unsicherheit des Mittelwertes; untere Schranke u^-
3 erwachsene Mäuse	43,0 %	+15,8 %	-7,2 %
2 erwachsene Mäuse	40,4 %	+7,8 %	-9,3 %
2 erwachsene Mäuse und 6 „pups“			
2 erwachsene Mäuse	57,3 %	+ 25,8%	-19,4 %
6 „pups“	60,8 %	+ 27,0%	-28,3 %
4 heranwachsende Mäuse	44,0 %	+12,3 %	-14,0 %

Tabelle 5.5: Zusammenfassung der Standardunsicherheiten und der oberen und unteren Schranke für die Ganzkörper - SAR der betrachteten „in vivo“ Studie

Für eine realitätsnahe Bestimmung der Variation der Ganzkörper - SAR können bekannte Verhaltensweisen der Tiere mit berücksichtigt werden. Solche Betrachtungen werden nun für die Ermittlung einer resultierenden Unsicherheit der SAR herangezogen.

Bei der Ermittlung der Gesamtvariation ist es sinnvoll, zwischen Variationen, die nur einen kurzen Zeitraum in Anspruch nehmen und solchen, die lange andauern, zu unterscheiden und deren Ergebnisse zu gewichten. Beispielsweise gelten für Mäuse über einen langen Zeitraum die gleichen Materialparameter, allerdings befinden sich diese im Käfig nur kurzzeitig in einer gestreckten, aufrechten oder zusammengeklügelten Position.

Typische bzw. nicht typische Positionen und Körperhaltungen der Mäuse können schon bei der Berechnung von $u_{SAR,r}$ berücksichtigt werden, indem einzelne SAR - Beiträge in Abhängigkeit von Position und Körperhaltung der Mäuse bei der Ermittlung der Unsicherheit $u_{SAR,r}$ gewichtet werden. Einer aktuellen Tierstudie zufolge [97], in denen sich Ratten für 90 Minuten einzeln in Motivitätsboxen befinden, ist die Zeitspanne, in der diese aufgerichtet sind, deutlich kleiner als 30 Sekunden. Die sich aus der Anzahl der Berechnungen ergebende und in den Tabellen 5.3 und 5.5 berücksichtigte Dauer ist deutlich größer. Wendet man die Erkenntnisse aus der genannten Studie mit Ratten auf die hier betrachtete Studie mit Mäusen an, bleibt noch die Frage offen, inwieweit sich diese Ergebnisse auf Mäuse unterschiedlicher Massen und auf Tiergruppen übertragen lassen. In der folgenden Auswertung der Standardunsicherheit der Ganzkörper - SAR gehen die Ergebnisse der Rechnungen, in denen sich die Mäuse in einer aufrechten Position im Käfig befinden, mit einer Gewichtung von $\frac{1}{30}$ in das Endergebnis ein; in Anlehnung an die oben genannte Studie entspricht das einer Dauer von 3 Minuten während einer Zeitspanne von 90 Minuten. Es ist zu erwarten, dass die SAR - Variation durch diese Gewichtung deutlich geringer wird. Kurzzeitige Variationen der Umgebung der Mäuse ($u_{SAR,U}$) und des Mausmodells ($u_{SAR,M}$) werden in der folgenden Auswertung mit einer Gewichtung von 50 % bewertet. Unter Berücksichtigung der genannten Verhaltensweisen der Mäuse ergeben sich für die resultierenden Standardunsicherheiten der SAR die in Tabelle 5.6 aufgelisteten Beiträge.

5.4. Kumulierte Unsicherheit der Ganzkörper - SAR

Expositionsphase	gesamte Standard-unsicherheit der SAR $u_{SAR,g}$ Auswertung 2	Unsicherheit des Mittelwertes; obere Schranke u^+	Unsicherheit des Mittelwertes; untere Schranke u^-
3 erwachsene Mäuse	36,9 %	+15,8 %	-7,2 %
2 erwachsene Mäuse	31,1 %	+7,8 %	-9,3 %
2 erwachsene Mäuse und 6 „pups“			
2 erwachsene Mäuse	43,5 %	+ 25,8%	-19,4 %
6 „pups“	49,9 %	+ 27,0%	-28,3 %
4 heranwachsende Mäuse	31,3 %	+12,3 %	-14,0 %

Tabelle 5.6: Zusammenfassung der einzelnen, teilweise gewichteten Beiträge der Standardunsicherheiten und der oberen und unteren Schranke für die Ganzkörper SAR der betrachteten „in vivo“ Studie

Durch die Gewichtung einzelner SAR - Beiträge reduziert sich die gesamte Standardunsicherheit bei einigen Konfigurationen deutlich, so dass die Gewichtung einzelner SAR - Beiträge gut zu dokumentieren ist.

Zusammenfassung

In dieser Arbeit wurde der Einfluss unterschiedlicher Parameter auf die spezifische Absorptionsrate herausgearbeitet. Des Weiteren befasste sich diese Arbeit mit der Entwicklung von Expositionsanlagen für „in vivo“ - Studien mit Nagern und mit der Berechnung elektromagnetischer Felder sowie mit der Berechnung der spezifischen Absorptionsrate und der Temperaturerhöhung in Nagern. Anhand einer konkreten Studie wurden die SAR und die Parameter, welche die SAR beeinflussen, sowie die Temperaturverteilung in den Tieren ausführlich ausgewertet. Dazu wurden mehr als 50 numerische Berechnungen durchgeführt.

Zunächst wurden messtechnische und numerische Methoden vorgestellt, die zur Bestimmung der Feldverteilung in der Expositionsanlage sowie zur Bestimmung der Exposition von Nagern verwendet wurden. Für die Berechnungen der Feld -, SAR - und Temperaturverteilungen wurden Untergitter eingesetzt, was den Vorteil bietet, dass bei den SAR - und Temperaturberechnungen nur noch das Berechnungsvolumen des Untergitters zu betrachten ist; dadurch reduziert sich die Berechnungsdauer erheblich. Zur Ermittlung der resultierenden Unsicherheit der SAR, hervorgerufen durch Unsicherheiten diverser Parameter, die die Exposition bestimmen, wurde eine praktikable Vorgehensweise vorgestellt, die sich gebräuchlicher Funktionen der Stochastik bedient.

Aufgrund der Vielschichtigkeit des Gesamtproblems wurden im weiteren Verlauf dieser Arbeit zunächst Problemstellungen mit geringerer Komplexität untersucht. Neben stark vereinfachten Körpermodellen wurden auch anatomisch korrekte Körpermodelle von Nagern in einer einfachen Expositionsumgebung – dem Feld einer HEW – betrachtet. Dabei ließ sich eindeutig feststellen, dass die Einkopplung der elektrischen Feldstärke in ein Objekt am effektivsten ist, wenn die elektrische Feldstärke der einfallenden Welle parallel zur Längsachse des Objekts polarisiert ist. Weiterhin sind auch die Form des Objektes und seine Ausdehnung in Ausbreitungsrichtung der Welle maßgeblich bestimmend für die Ganzkörper - SAR. Anhand zahlreicher numerischer Berechnungen stellte sich heraus, dass die Ganzkörper - SAR in kleinen Objekten nicht unbedingt höher als in größeren Objekten ist. Die maximale Ganzkörper - SAR in homogen gefüllten Ellipsoiden trat, unabhängig von der Ausrichtung der einfallenden Welle, bei einem Verhältnis der Längsachse zur Wellenlänge im Material von $\frac{b}{\lambda_{Material}} = 1,7$ auf. Die Untersuchung der Variabilität elektrischer Materialparameter auf die

Variation der Ganzkörper - SAR anhand eines homogen gefüllten Ellipsoids als Körpermodell hat ergeben, dass eine Unsicherheit in der Permittivität die Ganzkörper - SAR stark beeinflussen kann. Eine Änderung der Permittivität um ca. $\pm 10\%$ kann eine Änderung der Ganzkörper - SAR von bis zu ca. $\pm 19\%$ bewirken. Bei einer Änderung von ca. $\pm 25\%$ der Permittivität variiert die Ganzkörper - SAR im schlechtesten Fall um bis zu ca. $\pm 42\%$.

Des Weiteren wurden aufgrund aktueller Diskussionen in Fachkreisen bezüglich der geltenden Grenzwerte für die Ganzkörper - und Teilkörper - SAR die Teilkörper - SAR in Nagern, gemittelt über eine Masse von 1 g, ähnlich dem geltenden ICNIRP - Standard, der ein beliebiges Mittelungsvolumen zulässt, und ähnlich der im Entwurf vorliegenden und schon vielerorts verwendete IEEE - Richtlinie, welche ein würfelförmiges Mittelungsvolumen vorschreibt, ausgewertet. Aufgrund der sehr viel kleineren Masse der Nager im Vergleich zum Menschen wurde die in den Richtlinien vorgegebene Masse des Mittelungsvolumens von 10 g auf 1 g reduziert. Für diese Berechnungen wurde ein anatomisch korrektes Tiermodell dem Feld einer HEW ausgesetzt. Die Ergebnisse zeigen, dass die Ermittlung der Teilkörper - SAR nach dem im Entwurf vorliegenden IEEE - Standard (würfelförmiges Mittelungsvolumen), zu einer Unterschätzung führen kann.

Da die bislang einzigen nachweisbaren, reproduzierbaren Effekte elektromagnetischer Felder auf biologisches Gewebe thermischen Ursprungs sind, wurde ebenso die maximale lokale Temperaturerhöhung in Nagern berechnet. Dabei konnte festgestellt werden, dass die Gebiete maximaler lokaler Temperaturerhöhung und maximaler Teilkörper - SAR nicht notwendigerweise übereinstimmen.

Im darauf folgenden Teil der Arbeit wurden „in vivo“ - Studien mit frei laufenden Tieren thematisiert. Zunächst wurde die Entwicklung einer Hochfrequenz - Expositionsanlage für Untersuchungen an in Käfigen frei laufend gehaltenen Nagern vorgestellt. Die Erzeugung eines homogenen Expositionsfeldes ist dabei ausschlaggebend für eine geringe Variation der Absorption in den Tieren, insbesondere dann, wenn die Körperabmessungen der Tiere in der Größenordnung einer halben Wellenlänge liegen oder größer sind. Diese Forderungen nach einer möglichst homogenen und reproduzierbaren Feldverteilung konnten durch bautechnische Modifikationen der als Grundtyp eingesetzten radialen Wellenleitung erfüllt werden.

Im letzten Teil der Arbeit wurde die Dosimetrie für eine konkret realisierte Studie ausführlich behandelt. Zusätzlich zur Ganzkörper - SAR Berechnung wurden die Teilkörper - SAR in Anlehnung an die ICNIRP - Richtlinie und die maximalen lokalen Temperaturerhöhungen in den Tieren, gemittelt über eine Gewebemasse von 1 g, bestimmt. Die Berechnungen wurden mittels detaillierter Simulationsmodelle der Expositionsanlage und auf Basis anatomisch korrekter Tiermodelle für 4 verschiedene Versuchsphasen durchgeführt, in denen sich unterschiedlich viele Mäuse, verschiedener Massen, in einem Käfig befinden. Die höchsten Werte traten sowohl für die Ganzkörper - SAR und die Teilkörper - SAR als auch für die maximale lokale Temperaturerhöhung bei den Konfigurationen mit 4 Jungtieren auf. Bezieht man die maximalen Teilkörper - SAR - Werte und die maximalen lokalen Temperaturerhöhungen in den Mäusen auf die entsprechenden Gesamtmaxima, so ist augenscheinlich, dass das Verhältnis $\frac{\Delta T_{1g,i,j}}{\Delta T_{1g,Gesamtmaximum}}$ bei den „pups“ in der Mehrzahl der betrachteten Anordnungen größer als $\frac{SAR_{1g,i,j}}{SAR_{1g,Gesamtmaximum}}$ ist. Bei den Jungtieren sind die genannten Verhältnisse ausgeglichen und bei den erwachsenen Tieren verhalten diese sich umgekehrt. Wie bereits in Abschnitt 5.3.6 erwähnt legt dieses Ergebnis die Vermutung nahe, dass die Berechnung der SAR nicht ausreichend ist, um die Belastung der „pups“ zu ermitteln. Allerdings muss bei dieser Interpretation der Ergebnisse bedacht werden, dass für die Körpermodelle der

„pups“ homogen gefüllte Ellipsoide verwendet wurden. Um diese Ergebnisse besser interpretieren zu können, müssten in weiteren Berechnungen auch für die „pups“ inhomogene, nach Möglichkeit anatomisch korrekte, Körpermodelle verwendet werden.

Weiterhin wurden Berechnungen mit veränderten Materialparameter durchgeführt ($\epsilon_r \pm 10\%$, $\kappa \pm 10\%$). In zusätzlichen Berechnungen wurde eine Maus in der realen Expositionsumgebung betrachtet, deren Form und deren direkte Umgebung (Streu, Wasser, Zeitungspapier, usw.) verändert wurde. Es zeigte sich, dass unterschiedliche Formen des Mausmodells, die Beschaffenheit der Haut und die Variabilität der Materialparameter die Variation der Ganzkörper - SAR maßgeblich beeinflussen. Der größte Beitrag zur Standardunsicherheit der Ganzkörper - SAR ist allerdings auf die unterschiedlichen relativen Positionen der Tiere zueinander zurückzuführen. Die individuelle Beschaffenheit der Modelle trägt ebenfalls entscheidend zur Standardunsicherheit der Ganzkörper - SAR bei. Die direkte Umgebung der Maus, die meistens aus Streu und Zeitungspapier besteht, spielt eine vergleichsweise untergeordnete Rolle.

Eine Gesamtunsicherheit für die Variabilität der SAR muss für jede Expositionsphase getrennt angegeben werden. Unter Verwendung der vorgestellten, praktikablen Vorgehensweise zur Ermittlung der Gesamtunsicherheit der SAR liegt diese je nach Konfiguration in der betrachteten Studie zwischen 30 % und 60 %. Bei der Auswertung der dosimetrischen Berechnungen ist aufgrund der extremen Variabilität des Gesamtsystems oftmals eine Interpretation der Einzelergebnisse augenscheinlich nicht möglich. Die Auswertung einer großen Anzahl von Einzelergebnissen über Mittelwert und Standardabweichung liefert aber durchaus realistische, verwendbare Resultate.

Literaturverzeichnis

- [1] Preskorn, S. H.; Edwards, W. D. and Justesen, D. R. Retarded tumor growth and greater longevity in mice after fetal irradiation by 2450-MHz microwaves. *J Surg Oncol*, vol. 10(6), pp. 483–492, 1978.
- [2] Szmigielski, S.; Szudzinski, A.; Pietraszek, A.; Bielec, M.; Janiak, M. and Wrembel, J. K. Accelerated development of spontaneous and benzopyrene-induced skin cancer in mice exposed to 2450-MHz microwave radiation. *Bioelectromagnetics*, vol. 3(2), pp. 179–191, 1982.
- [3] Chou, C. K.; Guy, A. W.; Borneman, L. E.; Kunz, L. L. and Kramar, P. Chronic exposure of rabbits to 0.5 and 5 mW/cm^2 2450-MHz CW microwave radiation. *Bioelectromagnetics*, vol. 4(1), pp. 63–77, 1983.
- [4] Santini, R.; Hosni, M.; Deschaux, P. and Pacheco, H. B16 melanoma development in black mice exposed to low-level microwave radiation. *Bioelectromagnetics*, vol. 9(1), pp. 105–107, 1988.
- [5] Chou, C. K.; Guy, A. W.; Kunz, L. L.; Johnson, R. B.; Crowley, J. J. and Krupp, J. H. Long-term, low-level microwave irradiation of rats. *Bioelectromagnetics*, vol. 13(6), pp. 469–496, 1992.
- [6] Wu, R. Y.; Chiang, H.; Shao, B. J.; Li, N. G. and Fu, Y. D. Effects of 2.45-GHz microwave radiation and phorbol ester 12-O-tetradecanoylphorbol-13-acetate on dimethylhydrazine-induced colon cancer in mice. *Bioelectromagnetics*, vol. 15(6), pp. 531–538, 1994.
- [7] Frei, M. R.; Berger, R. E.; Dusch, S. J.; Guel, V.; Jauchem, J. R.; Merritt, J. H. and Stedham, M. A. Chronic exposure of cancer-prone mice to low-level 2450 MHz radio-frequency radiation. *Bioelectromagnetics*, vol. 19(1), pp. 20–31, 1998.
- [8] Frei, M. R.; Jauchem, J. R.; Dusch, S. J.; Merritt, J. H.; Berger, R. E. and Stedham, M. A. Chronic, low-level (1.0 W/kg) exposure of mice prone to mammary cancer to 2450 MHz microwaves. *Radiat Res*, vol. 150(5), pp. 568–576, 1998.

- [9] Zook, B. C. and Simmens, S. J. The effects of 860 MHz radiofrequency radiation on the induction or promotion of brain tumors and other neoplasms in rats. *Radiat Res*, vol. 155(4), pp. 572–583, 2001.
- [10] Bartsch, H.; Bartsch, C.; Seebald, E.; Deerberg, F.; Dietz, K.; Vollrath, L. and Mecke, D. Chronic exposure to a GSM-like signal (mobile phone) does not stimulate the development of DMBA-induced mammary tumors in rats: results of three consecutive studies. *Radiat Res*, vol. 157(2), pp. 183–190, 2002.
- [11] Anderson, L. E.; Sheen, D. M.; Wilson, B. W.; Grumbein, S. L.; Creim, J. A. and Sasser, L. B. Two-year chronic bioassay study of rats exposed to a 1.6 GHz radiofrequency signal. *Radiat Res*, vol. 162(2), pp. 201–210, 2004.
- [12] van Someren, E. J.; Raymann, R. J.; Scherder, E. J.; Daanen, H. A. and Swaab, D. F. Circadian and age-related modulation of thermoreception and temperature regulation: mechanisms and functional implications. *Ageing Res Rev*, vol. 4, pp. 721–778, 2002.
- [13] Sommer, A. M.; Streckert, J.; Bitz, A. K.; Hansen, V. W. and Lerchl, A. No effects of GSM-modulated 900 MHz electromagnetic fields on survival rate and spontaneous development of lymphoma in female AKR/J mice. *BMC Cancer*, vol. 4, p. 77, 2004.
- [14] Huang, T.-Q.; Lee, J.-S.; Kim, T.-H.; Pack, J.-K.; Jang, J.-J. and Seo, J.-S. Effect of radiofrequency radiation exposure on mouse skin tumorigenesis initiated by 7,12-dimethylbenz[alpha]anthracene. *Int J Radiat Biol*, vol. 81(12), pp. 861–867, 2005.
- [15] Lee, J.-S.; Huang, T.-Q.; Lee, J.-J.; Pack, J.-K.; Jang, J.-J. and Seo, J.-S. Subchronic exposure of hsp70.1-deficient mice to radiofrequency radiation. *Int J Radiat Biol*, vol. 81(10), pp. 781–792, 2005.
- [16] Heikkinen, P.; Ernst, H.; Huuskonen, H.; Komulainen, H.; Kumlin, T.; Mäki-Paakkanen, J.; Puranen, L. and Juutilainen, J. No effects of radiofrequency radiation on 3-chloro-4-(dichloromethyl)-5-hydroxy-2(5H)-furanone-induced tumorigenesis in female Wistar rats. *Radiat Res*, vol. 166(2), pp. 397–408, 2006.
- [17] Imaida, K.; Taki, M.; Yamaguchi, T.; Ito, T.; Watanabe, S.; Wake, K.; Aimoto, A.; Kamimura, Y.; Ito, N. and Shirai, T. Lack of promoting effects of the electromagnetic near-field used for cellular phones (929.2 MHz) on rat liver carcinogenesis in a medium-term liver bioassay. *Carcinogenesis*, vol. 19(2), pp. 311–314, 1998.
- [18] Imaida, K.; Taki, M.; Watanabe, S.; Kamimura, Y.; Ito, T.; Yamaguchi, T.; Ito, N. and Shirai, T. The 1.5 GHz electromagnetic near-field used for cellular phones does not promote rat liver carcinogenesis in a medium-term liver bioassay. *Jpn J Cancer Res*, vol. 89(10), pp. 995–1002, 1998.
- [19] Chagnaud, J. L.; Moreau, J. M. and Veyret, B. No effect of short-term exposure to GSM-modulated low-power microwaves on benzo(a)pyrene-induced tumours in rat. *Int J Radiat Biol*, vol. 75(10), pp. 1251–1256, 1999.
- [20] Higashikubo, R.; Culbreth, V. O.; Spitz, D. R.; LaRegina, M. C.; Pickard, W. F.; Straube, W. L.; Moros, E. G. and Roti, J. L. Radiofrequency electromagnetic fields have no

- effect on the in vivo proliferation of the 9L brain tumor. *Radiat Res*, vol. 152(6), pp. 665–671, 1999.
- [21] Adey, W. R.; Byus, C. V.; Cain, C. D.; Higgins, R. J.; Jones, R. A.; Kean, C. J.; Kuster, N.; MacMurray, A.; Stagg, R. B.; Zimmerman, G.; Phillips, J. L. and Haggren, W. Spontaneous and nitrosourea-induced primary tumors of the central nervous system in Fischer 344 rats chronically exposed to 836 MHz modulated microwaves. *Radiat Res*, vol. 152(3), pp. 293–302, 1999.
- [22] Adey, W. R.; Byus, C. V.; Cain, C. D.; Higgins, R. J.; Jones, R. A.; Kean, C. J.; Kuster, N.; MacMurray, A.; Stagg, R. B. and Zimmerman, G. Spontaneous and nitrosourea-induced primary tumors of the central nervous system in Fischer 344 rats exposed to frequency-modulated microwave fields. *Cancer Res*, vol. 60(7), pp. 1857–1863, 2000.
- [23] Heikkinen, P.; Kosma, V. M.; Hongisto, T.; Huuskonen, H.; Hyysalo, P.; Komulainen, H.; Kumlin, T.; Lahtinen, T.; Lang, S.; Puranen, L. and Juutilainen, J. Effects of mobile phone radiation on X-ray-induced tumorigenesis in mice. *Radiat Res*, vol. 156(6), pp. 775–785, 2001.
- [24] Imaida, K.; Kuzutani, K.; Wang, J.; Fujiwara, O.; Ogiso, T.; Kato, K. and Shirai, T. Lack of promotion of 7,12-dimethylbenz[a]anthracene-initiated mouse skin carcinogenesis by 1.5 GHz electromagnetic near fields. *Carcinogenesis*, vol. 22(11), pp. 1837–1841, 2001.
- [25] Utteridge, T. D.; Gebiski, V.; Finnie, J. W.; Vernon-Roberts, B. and Kuchel, T. R. Long-term exposure of E-mu-Pim1 transgenic mice to 898.4 MHz microwaves does not increase lymphoma incidence. *Radiat Res*, vol. 158(3), pp. 357–364, 2002.
- [26] Anane, R.; Dulou, P.; Taxile, M.; Geffard, M.; Crespeau, F. and Veyret, B. Effects of GSM-900 microwaves on DMBA-induced mammary gland tumors in female Sprague-Dawley rats. *Radiat Res*, vol. 160(4), pp. 492–497, 2003.
- [27] Regina, M. L.; Moros, E. G.; Pickard, W. F.; Straube, W. L.; Baty, J. and Roti, J. L. R. The effect of chronic exposure to 835.62 MHz FDMA or 847.74 MHz CDMA radiofrequency radiation on the incidence of spontaneous tumors in rats. *Radiat Res*, vol. 160(2), pp. 143–151, 2003.
- [28] Anghileri, L. J.; Mayayo, E.; Domingo, J. L. and Thouvenot, P. Radiofrequency-induced carcinogenesis: cellular calcium homeostasis changes as a triggering factor. *Int J Radiat Biol*, vol. 81(3), pp. 205–209, 2005.
- [29] Shirai, T.; Kawabe, M.; Ichihara, T.; Fujiwara, O.; Taki, M.; Ichi Watanabe, S.; Wake, K.; Yamanaka, Y.; Imaida, K.; Asamoto, M. and Tamano, S. Chronic exposure to a 1.439 GHz electromagnetic field used for cellular phones does not promote N-ethylnitrosourea induced central nervous system tumors in F344 rats. *Bioelectromagnetics*, vol. 26(1), pp. 59–68, 2005.
- [30] Sanchez, S.; Masuda, H.; Billaudel, B.; Haro, E.; Anane, R.; Lévêque, P.; Ruffie, G.; Lagroye, I. and Veyret, B. Effect of GSM-900 and -1800 signals on the skin of hairless rats. II: 12-week chronic exposures. *Int J Radiat Biol*, vol. 82(9), pp. 675–680, 2006.

- [31] Yu, D.; Shen, Y.; Kuster, N.; Fu, Y. and Chiang, H. Effects of 900 MHz GSM wireless communication signals on DMBA-induced mammary tumors in rats. *Radiat Res*, vol. 165(2), pp. 174–180, 2006.
- [32] Tillmann, T.; Ernst, H.; Ebert, S.; Kuster, N.; Behnke, W.; Rittinghausen, S. and Dassenbrock, C. Carcinogenicity study of GSM and DCS wireless communication signals in B6C3F1 mice. *Bioelectromagnetics*, vol. 28(3), pp. 173–187, 2007.
- [33] Zook, B. C. and Simmens, S. J. The effects of pulsed 860 MHz radiofrequency radiation on the promotion of neurogenic tumors in rats. *Radiat Res*, vol. 165(5), pp. 608–615, 2006.
- [34] Oberto, G.; Rolfo, K.; Yu, M., P. Carbonatto; Peano, S.; Kuster, N.; Ebert, S. and Tofani, S. Carcinogenicity study of 217 Hz pulsed 900 MHz electromagnetic fields in *pim1* transgenic mice. *Radiation Research*, 168, pp. 316–326. 2007.
- [35] Shirai, T.; Ichihara, T.; Wake, K.; Watanabe, S.; Yamanaka, Y.; Kawabe, M.; Taki, M.; Fujiwara, O.; Wang, J.; Takahashi, S. and Tamano, S. Lack of promoting effects of chronic exposure to 1.95-GHz W-CDMA signals for IMT-2000 cellular system on development of N-ethylnitrosourea-induced central nervous system tumors in F344 rats. *Bioelectromagnetics*, vol. 28(7), pp. 562–572, 2007.
- [36] Smith, P.; Kuster, N.; Ebert, S. and Chevalier, H. GSM and DCS wireless communication signals: combined chronic toxicity/carcinogenicity study in the wistar rat. *Radiation Research*, 168, pp. 480–492. 2007.
- [37] Hruba, R.; Neubauer, G.; Kuster, N. and Frauscher, M. Study on potential effects of 902-MHz GSM-type wireless communication signals on DMBA-induced mammary tumours in Sprague-Dawley rats. *Mutat Res*, vol. 649(1-2), pp. 34–44, 2008.
- [38] Toler, J. C.; Shelton, W. W.; Frei, M. R.; Merritt, J. H. and Stedham, M. A. Long-term, low-level exposure of mice prone to mammary tumors to 435 MHz radiofrequency radiation. *Radiat Res*, vol. 148(3), pp. 227–234, 1997.
- [39] Jauchem, J. R.; Ryan, K. L.; Frei, M. R.; Dusch, S. J.; Lehnert, H. M. and Kovatch, R. M. Repeated exposure of C3H/HeJ mice to ultra-wideband electromagnetic pulses: lack of effects on mammary tumors. *Radiat Res*, vol. 155(2), pp. 369–377, 2001.
- [40] Mason, P. A.; Walters, T. J.; DiGiovanni, J.; Beason, C. W.; Jauchem, J. R.; Dick, E. J.; Mahajan, K.; Dusch, S. J.; Shields, B. A.; Merritt, J. H.; Murphy, M. R. and Ryan, K. L. Lack of effect of 94 GHz radio frequency radiation exposure in an animal model of skin carcinogenesis. *Carcinogenesis*, vol. 22(10), pp. 1701–1708, 2001.
- [41] Bartram, R.; Billaudel, B.; Bottomley, A.; Cassel, J.; Cordelli, E.; Cosquer, B.; Edwards, A.; Eom, S. J.; Fröhlich, J. and Galani, R. Perform B Final Report; In-vitro and in-vivo Replication Studies Related to Mobile Telephones and Base Stations. Tech. rep., 2004.
URL http://www.elettra2000.it/scienza/progetti_europei/Perform-B%20Final%20Report%20Comp.pdf

- [42] Reflex. Risk evaluation of potential environmental hazards from low frequency electromagnetic field exposure using sensitive in vitro methods. Final report, 2004.
URL [http://www.itis.ethz.ch/downloads/REFLEX\\$_\\$Final%20Report\\$_\\$171104.pdf](http://www.itis.ethz.ch/downloads/REFLEX$_$Final%20Report$_$171104.pdf)
- [43] Repacholi, M. H.; Basten, A.; Gebiski, V.; Noonan, D.; Finnie, J. and Haris, A. Lymphomas in E μ -pim1 transgenic mice exposed to pulsed 900 MHz electromagnetic fields. *Radiation Research*, vol. 147, pp. 631–640. 1997.
- [44] Sommer, A. M.; Grote, K.; Reinhardt, T.; Streckert, J.; Hansen, V. and Lerchl, A. Effects of radio electromagnetic fields (UMTS) on reproduction and development of mice: A multi - generation study, 2008. Angenommen zur Veröffentlichung in *Radiation Research*.
- [45] Hirata, A.; Sugiyama, H.; Kojima, M.; Kawai, H.; Yamashiro, Y.; Fujiwara, O.; Watanabe, S. and Sasaki, K. Computational model for calculating body-core temperature elevation in rabbits due to whole-body exposure at 2.45 GHz. *Phys Med Biol*, vol. 53(12), pp. 3391–3404, 2008.
URL <http://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/53/12/022>
- [46] Agilent. Agilent E-Series E9320 Peak and Average Power Sensors Operating and Service Guide. 2000.
URL <http://cp.literature.agilent.com/litweb/pdf/E9321-90001.pdf>
- [47] Agilent. Agilent E4416A / E4417A Power Meters and E-Series E9320 Peak and Average Power Sensors Datasheet. 2005.
URL <http://cp.literature.agilent.com/litweb/pdf/5980-1469E.pdf>
- [48] Agilent. Agilent Fundamentals of RF and Microwave Power Measurements (Part 2) Power Sensors and Instrumentations. (1449-2), 2006.
URL <http://cp.literature.agilent.com/litweb/pdf/5988-9214EN.pdf>
- [49] Taflove, A. and Hagness, S. *Computational Electrodynamics: The Finite-Difference Time-Domain Method*, Third Edition. Artech House Publishers, London, 2005.
- [50] Kunz, K. S. and Luebbers, R. J. *The Finite Difference Time Domain Method for Electromagnetics*. CRC Press, 1993.
- [51] Yee, K. S. Numerical solution of initial boundary value problems involving Maxwell's equations in isotropic media. *Trans. AP*, vol. 14, pp. 302–307. 1966.
- [52] Berenger, J. P. A perfectly matched layer for the absorption of electromagnetic waves. *J. Computat. Phys.*, 114, pp. 185–200. 1994.
- [53] Berenger, J. Numerical reflection from FDTD-PMLs: A comparison of the split PML with unsplit and CFS PMLs. *Trans. AP*, vol. 50, pp. 258–265. 2002.

- [54] Okoniewski, M.; Okoniewska, E. and Stuchly, M. Three-dimensional subgridding algorithm for FDTD. vol. 45(3), pp. 422–429, 1997.
- [55] Chevalier, M.; Luebbers, R. and Cable, V. FDTD local grid with material traverse. vol. 45(3), pp. 411–421, 1997.
- [56] Bitz, A. Numerische Feldberechnung in biologischem Gewebe: Exposition von Personen, Tieren und isolierten biologischen Systemen in elektromagnetischen Feldern. Ph.D. thesis, Bergische Universität Wuppertal, 2004.
- [57] CST. Studio Suite, Microwave Studio. CST, Computer Simulation Technology, Darmstadt.
URL <http://www.cst.com/Content/Products/MWS/Overview.aspx>
- [58] ICNIRP. Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic and electromagnetic fields (up to 300GHz). Health Physics, vol. 74, pp. 494–552. 1998.
- [59] Bundesministerium. Sechszwanzigste Verordnung zur Durchführung des Bundes-Immissionsschutzgesetzes (Verordnung über elektromagnetische Felder - 26. BImSchV). 1996.
URL http://www.gesetze-im-internet.de/bundesrecht/bimschv_26/gesamt.pdf
- [60] Bundesministerium. Elfte Verordnung zur Durchführung des Bundes-Immissionsschutzgesetzes (Verordnung über Emissionserklärungen) (11. BImSchV). 2007.
URL [http://www.emissionserklaerung.de/11\\$_\\$BImSchV\\$_\\$2007.pdf](http://www.emissionserklaerung.de/11$_$BImSchV$_$2007.pdf)
- [61] IEEE. Std C95.1: IEEE standard for safety levels with respect to human exposure to radio frequency electromagnetic fields, 3 kHz - 300 GHz. 1999.
- [62] IEEE. Std. C95.3: Recommended practice for measurements and computations of radio frequency electromagnetic fields, with respect to human exposure to such fields, 100 kHz to 300 GHz. 2002.
- [63] IEEE. P1528.1 /D1.0: Draft recommended practice for determining the peak spatial-average specific absorption rate (SAR) in the human body from wireless communication devices, 30MHz - 6 GHz, 2007.
- [64] Vedat, S. A.; Ahmet, S. and Shu-Hsin, K. Introduction to Heat Transfer. Prentice Hall, N.J., 2000.
- [65] Spiegel, R. J. A Review of numerical mode for predicting the energy deposition and resultant thermal response of humans exposed to electromagnetic fields. MTT, vol. 32, pp. 730–746. 1984.
- [66] Arkin, H.; Xu, L. X. and Holmes, K. R. Recent developments in modeling heat transfer in blood perfused tissues. Trans. Biomedical Eng., vol. 41, pp. 97–107. 1994.
- [67] Pennes, H. H. Analysis of tissue and arterial blood temperatures in resting forearm. J. Appl. Physiol., vol. 1, pp. 93–122. 1948.

- [68] van Leeuwen, G.; Lagendijk, J.; van Leersum B.J.A.M.; A.P.M., Z.; Hornsleth, S. and Kotte, A. Calculation of change in brain temperatures due to exposure to a mobile phone. *Phys Med Biol*, vol. 44, pp. 2367–2379. 1999.
- [69] Kotte, A.; van Leeuwen, G.; de Bree, J.; van der Koijk, J.; Crezee, J. and Lagendijk, J. A description of discrete vessel segments in thermal mode of tissues. *Phys Med Biol*, vol. 41, pp. 865–884. 1996.
- [70] Kotte, A.; van Leeuwen, G. and Lagendijk, J. Mode the thermal impact of a discrete vessel tree. *Phys Med Biol*, vol. 44, pp. 57–74. 1999.
- [71] Samaras, T. and Sahalos, J. N. Biological Effects of Electromagnetic Fields, (ed.) Stavroulakis, P., chap. 3.4 A modeling Approach for Evaluating SAR for Mobile systems, pp. 238–286. Springer, Berlin, 2003.
- [72] Necati Özisik, M. Finite Difference Methods in Heat Transfer. CRC Press, Florida, USA, 1994.
- [73] Versteeg, H. K. and Malalaskera, W. An introduction to Computational Fluid Dynamics The Finite Volume Method. Longman Scientific & Technical, Essex, England, 1995.
- [74] Kuster, N.; Torres, V. B.; Nikoloski, N.; Frauscher, M. and Kainz, W. Methology of detailed dosimetry and treatment of uncertainty and variations for in vivo studies. *Bioelectromagnetics*, vol. 27(5), pp. 378–391, 2006.
- [75] BPIM; IEC; IFCC; ISO; IUPAC; IUPAP and OIML. Leitfaden zur Angabe der Unsicherheiten beim Messen. DIN Deutsches Institut für Normung e.V., Beuth Verlag GmbH Berlin, 1995.
- [76] Drogg, M. Der Umgang mit Unsicherheiten. Facultas Universitätsverlag, Wien, 2006.
- [77] Nikoloski, N.; Fröhlich, J.; Samaras, T.; Schuderer, J. and Kuster, N. Reevaluation and improved design of the TEM cell in vitro exposure unit for replication studies. *Bioelectromagnetics*, vol. 26(3), pp. 215–224, 2005.
- [78] Schmid, G.; Überbacher, R.; Preiner, P.; Samaras, T.; Mazal, P.; Jappel, A.; Baumgartner, W. and Tschabitscher, M. Bestimmung der Expositionsverteilung von HF Feldern im menschlichen Körper, unter Berücksichtigung kleiner Strukturen und thermophysio-logisch relevanter Parameter. (ARC-IT-0174), 2006.
- [79] Balanis, C. A. Antenna Theory Analysis and Design. John Wiley & Sons, 1982.
- [80] Polk, C. and Postow, E. (eds.). Handbook of Biological Effects of Electromagnetic Fields. CRC Press, Inc., 1996.
- [81] Gabriel, C. Dielectric properties of biological tissue: variation with age. *Bioelectromagnetics*, vol. 7, pp. S12–S18, 2005.
- [82] Gabriel, C. Compilation of the dielectric properties of body tissues at rf microwave frequencies. Tech. Rep. AL/OETR-1996-0037, 1996.

- [83] Burdette, E.; Friederich, P.; Seaman, R. and Larsen, L. In Situ Permittivity of Canine Brain: Regional Variations and Postmortem Changes. vol. 34(1), pp. 38–50, 1986.
- [84] Schmid, G.; Neubauer, G. and Mazal, P. R. Dielectric properties of human brain tissue measured less than 10 h postmortem at frequencies from 800 to 2450 MHz. *Bioelectromagnetics*, vol. 24(6), pp. 423–430, 2003.
- [85] Schmid, G.; Neubauer, G.; Illievich, U. M. and Alesch, F. Dielectric properties of porcine brain tissue in the transition from life to death at frequencies from 800 to 1900 MHz. *Bioelectromagnetics*, vol. 24(6), pp. 413–422, 2003.
- [86] Trakic, A.; Crozier, S. and Liu, F. Numerical modelling of thermal effects in rats due to high-field magnetic resonance imaging (0.5-1 GHz). *Phys Med Biol*, vol. 49(24), pp. 5547–5558, 2004.
- [87] Kunsch, K. and Kunsch, S. *Der Mensch in Zahlen*. Spektrum Akademischer Verlag GmbH Heidelberg, Berlin, 2000.
- [88] Bitz, A. Entwurf zur Optimierung von Expositionseinrichtungen zur Untersuchung der Wirkung hochfrequenter elektromagnetischer Felder auf biologische Systeme. Studienarbeit, Bergische Universität - Gesamthochschule Wuppertal, 1997.
- [89] Chew, W. C. *Waves and Fields in Inhomogeneous Media*. IEEE Press Series on Electromagnetic Waves, 1995.
- [90] Hansen, V. Guidelines for experiments to investigate the effect of radio frequency electromagnetic fields in biological systems - Radio frequency aspects -. Edition Wissenschaft, 11. Forschungsgemeinschaft Funk, 1997.
- [91] Streckert, J. Anforderungen an technische Einrichtungen zur Untersuchung der Wirkung hochfrequenter elektromagnetischer Felder auf biologische Systeme. Edition Wissenschaft, 18. Forschungsgemeinschaft Funk, 2003.
- [92] Balanis, C. A. *Advanced Engineering Electromagnetics*. Wiley, New York, 1989.
- [93] Reinhardt, T. Untersuchungen der im hochfrequenten elektromagnetischen Feld einer Radialwellenleitung erzeugten SAR-Verteilung in Versuchstieren unterschiedlicher Größe. Diplomarbeit, Bergische Universität Wuppertal, 2002.
- [94] Abidine, K. Konzeption und Aufbau einer radialen Wellenleitung als HF-Expositionsanlage für ein Mehrgenerationen-Experiment mit Kleintieren. Diplomarbeit, Bergische Universität Wuppertal, 2003.
- [95] Hansen, V. Das elektromagnetische Feld in trichterförmigen Wellenleitungen verschiedener Form und Wandimpedanz und das Strahlungsverhalten entsprechender Hornstrahler. Dissertation, Ruhr-Universität Bochum, 1975.
- [96] 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. *Radiat Prot Dosimetry*, vol. 124(1), pp. 21–26, 2007.

- [97] Fraunhofer Institut für Toxikologie und Experimentelle Medizin; Buschmann: Persönliches Gespräch.