

Forschungsvorhaben

*Bestimmung der Expositionsverteilung
von HF Feldern im menschlichen Körper,
unter Berücksichtigung kleiner Strukturen
und thermophysiological relevanter Parameter*

Abschlussbericht

**Gernot Schmid, Richard Überbacher, Patrick Preiner, Theodoros Samaras,
Peter Mazal, Alexandra Jappel, Wolf-Dieter Baumgartner, Manfred Tschabitscher**

korrigierte Ausgabe Oktober 2008

(Originalausgabe August 2006)

Exemplar 1
ARC-IT-0174

Verteiler:

- 1-4 Bundesamt für Strahlenschutz
- 5 DI Lamedschwandner
- 6 DI Schmid
- 7 DI Überbacher
- 8 DI Preiner
- 9 Dr. Samaras
- 10 Prof. Mazal
- 11 Fr. Jappel
- 10 Prof. Baumgartner
- 12 Prof. Tschabitscher
- 13 Sekretariat ARCS/IT

*Bestimmung der Expositionsverteilung
von HF Feldern im menschlichen Körper,
unter Berücksichtigung kleiner Strukturen
und thermophysiological relevanter Parameter*

Abschlussbericht

im Auftrag des

**Bundesamtes für Strahlenschutz
38201 Salzgitter, Deutschland**

**Gernot Schmid¹, Richard Überbacher¹, Patrick Preiner¹, Theodoros Samaras²,
Peter Mazal³, Alexandra Jappel⁴, Wolf-Dieter Baumgartner⁴, Manfred Tschabitscher⁵**

¹ ARC Seibersdorf research GmbH
Geschäftsfeld Sichere Mobilkommunikation
A-2444 Seibersdorf

² Aristotle University of Thessaloniki,
Radio Communications Laboratory,
GR-54124 Thessaloniki

³ Klinisches Institut für Pathologie, Medizinische Universität Wien
Währinger Gürtel 18-20
A-1090 Wien

⁴ Universitätsklinik für Hals- Nasen- und Ohrenkrankheiten, Medizinische Universität Wien
Währinger Gürtel 18-20
A-1090 Wien

⁵ Zentrum für Anatomie und Zellbiologie, Medizinische Universität Wien
Währinger Straße 13
A-1090 Wien

Verfasser:

Dipl. Ing. Gernot Schmid
Geschäftsfeld Sichere Mobilkommunikation, Bereich Informationstechnologien
ARC Seibersdorf research GmbH
A-2444 Seibersdorf

Dipl. Ing. Richard Überbacher
Geschäftsfeld Sichere Mobilkommunikation, Bereich Informationstechnologien
ARC Seibersdorf research GmbH
A-2444 Seibersdorf

Dipl. Ing. Patrick Preiner
Geschäftsfeld Sichere Mobilkommunikation, Bereich Informationstechnologien
ARC Seibersdorf research GmbH
A-2444 Seibersdorf

Dr. Theodoros Samaras
Radio Communications Laboratory,
Aristotle University of Thessaloniki,
GR-54124 Thessaloniki

Prof. Dr. Peter Mazal
Klinisches Institut für Pathologie, Medizinische Universität Wien
Währinger Gürtel 18-20
A-1090 Wien

Cand. med. Alexandra Jappel
Universitätsklinik für Hals-, Nasen- und Ohrenkrankheiten, Medizinische Universität Wien
Währinger Gürtel 18-20
A-1090 Wien

Prof. Wolf-Dieter Baumgartner
Universitätsklinik für Hals-, Nasen- und Ohrenkrankheiten, Medizinische Universität Wien
Währinger Gürtel 18-20
A-1090 Wien

Prof. Manfred Tschabitscher
Zentrum für Anatomie und Zellbiologie, Medizinische Universität Wien
Währinger Straße 13
A-1090 Wien

Der Bericht gibt die Auffassung und Meinung des Auftragnehmers wieder und muss nicht mit der Meinung des Auftraggebers (Bundesminister für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit) übereinstimmen.

ZUSAMMENFASSUNG

Ausgehend von einer umfangreichen Bestandsaufnahme zum Thema der HF-Absorption im Mobilfunkfrequenzbereich und der damit verknüpften thermodynamischen Vorgänge im menschlichen Körper wurden detaillierte numerische Berechnungen hinsichtlich der Absorptionsverteilung und der Temperaturerhöhungen im menschlichen Kopf unter Berücksichtigung kleiner, als sensibel eingestufte Organbereiche (Auge, Pinealdrüse und Innenohrbereich) durchgeführt. Aufgrund der Tatsache, dass bisher für die numerische Dosimetrie verfügbare Kopfmodelle die genannten Zielbereiche entweder nur stark vereinfacht oder gar nicht berücksichtigen, wurden zunächst räumlich hochaufgelöste ($0,001 \text{ mm}^3$) numerische Modelle dieser Bereiche, auf Basis von menschlichen Gewebeproben, mittels einer speziellen Gefrierschnitt-Technik entwickelt. Nach Integration dieser hochaufgelösten Organmodelle in ein kommerziell verfügbares Kopfmodell für die FDTD-basierte HF-Dosimetrie wurden Berechnungen der HF-Absorption und der damit verbundenen Gewebetemperaturerhöhung für unterschiedliche, praktisch relevante Expositionsszenarien bei 400 MHz, 900 MHz und 1850 MHz durchgeführt. Weiters wurden, da in der gegenwärtigen Literatur nicht vorhanden, die elektrisch und thermisch relevanten Gewebeparameter der Pinealdrüse an menschlichen Gewebeproben ermittelt, und es konnte auf Basis von Messungen gezeigt werden, dass die dielektrischen Eigenschaften von Perilymphe und Endolymphe (Flüssigkeiten im Labyrinth des Innenohres) im hier interessierenden Frequenzbereich praktisch identisch zu jenen der Zerebrospinalflüssigkeit sind.

Die Berechnungsergebnisse zeigten für typische Expositionssituationen bei Benützung von GSM900- bzw. GSM1800- und UMTS-Mobiltelefonen (seitliche Haltung am Ohr) maximale Temperaturanstiege im Gehirn im Bereich von etwa $0,013^\circ\text{C}$ bzw. $0,005^\circ\text{C}$. Noch geringere Temperaturanstiege (teilweise bereits an der Grenze bzw. unterhalb der numerischen Genauigkeit) ergaben sich für weiter innen im Schädel liegende Organbereiche, wie z.B. das Innenohr und die Pinealdrüse. In weiter außen liegenden Geweben (Haut, Fett, Muskel, Schädelknochen) können die Temperaturanstiege zufolge HF-Absorption für die genannten Befeldungssituationen im Bereich bis zu etwa $0,5^\circ\text{C}$ liegen. Ein Berechnungsszenario für die Situation einer seitlichen Befeldung mit einem leistungsstarken Handfunkgerät (400 MHz, 1 W) führte zu Maximalwerten von ca. $1,8^\circ\text{C}$ in der Haut, $0,1^\circ\text{C}$ in der Hirnrinde und weniger als $0,05^\circ\text{C}$ in weiter innen liegenden Organbereichen. Grundsätzlich zeigte sich, dass geringere Frequenzen (bei gleicher Sendeleistung) zu etwas höheren Temperaturanstiegen, vor allem in tiefer liegenden Gewebebereichen führen. Temperaturanstiege im Auge zufolge seitlicher Exposition unter praktisch relevanten Befeldungsbedingungen waren vernachlässigbar gering ($<0,001^\circ\text{C}$).

Die Betrachtung der Situation bei Haltung eines Handfunkgerätes (z.B. 400 MHz, 2 W) vor dem Gesicht ergab maximale Temperaturanstiege im Auge (vor allem in der Linse) im Bereich zwischen $0,5$ und 1°C . Die Exposition von vorne durch übliche Mobiltelefone führt dagegen, aufgrund der geringeren Sendeleistung und des normalerweise wesentlich größeren Abstandes der Antenne zum Auge zu deutlich geringeren Temperaturerhöhungen im Auge.

Die detaillierte Untersuchung der Absorptionsverhältnisse in der Haut zeigte, dass unter üblichen Nutzungsbedingungen von Mobiltelefonen (Mobiltelefon in Kontakt mit Ohr und Wange), die Erwärmung zufolge der Unterbindung des konvektiven Wärmeaustausches (Isolation) an der Kontaktfläche bzw. die Erwärmung der Haut durch das sich beim Gebrauch erwärmende Gerätegehäuse wesentlich größer ist, als die Erwärmung der Haut aufgrund der HF-Absorption.

Eine Verringerung der Gewebedurchblutung wirkt sich vor allem auf die HF-induzierten Temperaturanstiege in weiter innen liegenden Geweben im Sinne einer Erhöhung aus, da für diese Gewebe kein direkter (konvektiver) Wärmeaustausch mit der Umgebung möglich ist. Eine Reduktion der Gewebedurchblutung um 50% führte zu etwa einer Verdopplung der

Temperaturerhöhung tief im Schädelinneren, jedoch nur zu geringfügigen Erhöhungen des HF-induzierten Temperaturanstieges in peripheren Geweben.

Ebenso wirkte sich eine gepulste Exposition (kurze SAR-Spitzen von 10 Sekunden Dauer) bei konstantem 6-Minuten-SAR Mittelwert wesentlich stärker auf die Temperaturerhöhungen in tiefer liegenden Geweben, als auf jene in oberflächlichen Geweben aus.

Hinsichtlich der räumlichen Mittelungsproblematik zeigten sich erwartungsgemäß, aufgrund der aus elektrischer Sicht sehr heterogenen Gewebekomposition, entsprechend heterogene SAR-Verteilungen mit teilweise SAR-Hot-Spots in kleinen gut leitfähigen Strukturen. Die zugehörigen Temperaturverteilungen weisen allerdings, trotz teilweise punktuell hoher SAR-Werte, keine nennenswerten lokalen Temperaturerhöhungen (Temperatur-Hot-Spots) auf, was auf die effizienten Wärmeausgleichmechanismen im Gewebe zurückzuführen ist. Unter der Annahme von ausschließlich thermisch induzierten gesundheitlich nachteiligen Effekten von HF-Absorption erscheint daher ein SAR Mittelungsvolumen von 10 g auf Basis der vorliegenden Ergebnisse als ausreichend. Geht man von der hypothetischen Existenz gesundheitlich nachteiliger nicht-thermischer Effekte, d.h. direkt Feldstärke-assoziierte Effekte aus, so können für einzelne Organe, bzw. Organbereiche auch kleinere Mittelungsvolumina notwendig sein, um zuverlässige Aussagen über die in ihnen vorherrschenden Absorptionsverhältnisse machen zu können.

SUMMARY

After an extensive literature review on the issue of RF-absorption and RF-induced temperature elevations in the human body in the frequency range of modern mobile communications technologies, detailed numerical computations in the human head, taking into account small anatomical structures and thermophysiological parameters, were carried out. A special focus was put on small organs generally considered as sensitive, as the eyes, the pineal gland and the inner ear structure. Due to the fact that current commercially available anatomical head models for RF dosimetry do not, if at all, accurately represent these small structures, high resolution models at a spatial resolution of 0.001 mm^3 had to be developed using a special frozen section technique. After integrating these high resolution models of the pineal gland, the eye and the inner ear into a commercially available head model, FDTD-computations of RF-absorption as well as RF-induced temperature elevations in the tissues were carried out for different exposure scenarios using generic handset models at 400 MHz, 900 MHz and 1850 MHz. Furthermore, due to lack of data in literature, dielectric as well as thermal tissue properties of pineal gland tissue as well as perilymph- and endolymph-liquid (liquids inside the labyrinth in the inner ear) were measured on human tissue samples.

The results showed that for typical exposure scenarios as expected during usage of GSM900, GSM1800 and UMTS mobile phones (lateral exposure at the ear) the maximum temperature elevations in the brain ranged between 0.013°C and 0.005°C . Less temperature elevations were found for tissues deep inside the head, e.g. the pineal gland and the inner ear. In case of more superficially located tissues (skin, fat, muscle, skull bone) RF-induced temperature elevations up to 0.5°C were revealed. An exposure scenario representing the use of a walky talky at 400 MHz and 1W transmit power next to the ear yielded to maximum temperature elevations in the skin, in the brain cortex and deep inside the head of approximately 1.8°C , 0.1°C and less than 0.05°C , respectively. In general, lower frequencies caused higher temperature elevations (especially in deep tissues) at comparable transmit power levels. Temperature elevations in the eye due to lateral exposure by the considered devices were negligible ($<0.001^\circ\text{C}$).

Considering an exposure situation where a walky talky (e.g., 400 MHz, 2 W) was operated in front of the face led to maximum temperature elevations in the eye (in the lens) in the range between 0.5°C and 1°C . However, tissue temperature elevation caused by frontal exposure from mobile phones has to be expected much lower due to the lower transmit power and the usually larger distance between the device's antenna and the eye.

A detailed investigation of the RF-absorption and RF-induced temperature elevations in the skin revealed that under normal use conditions of mobile phones (phone case touching the ear and the cheek) the temperature elevations in the skin are rather caused by the case (due to isolation from convection and due to heating caused by power dissipation inside the phone) than by the RF-absorption.

A reduction of tissue perfusion mainly affected the RF-induced temperature elevations in tissues deep inside the head due to the lack convective heat exchange with the environment for these tissues. A reduction of perfusion by 50% in all tissues led to a doubling of the maximum RF-induced temperature elevations in deep tissues, whereas superficial tissues were only negligibly affected.

Similarly, deep tissues were significantly more affected by pulsed exposure (short SAR-peaks lasting for 10 seconds) at constant 6 minute averaged SAR, than superficial tissues.

With respect to spatial averaging of SAR, it has been shown that the RF-induced SAR distribution inside the head is, as expected, highly inhomogeneous due to the heterogeneity

of the tissue composition in the head. In highly conductive, small tissue regions SAR-hot spots can appear. However, the corresponding temperature distribution in the tissue did not indicate significant temperature hot spots. This is due to the effective heat transfer mechanisms taking place in the tissue. Therefore, under the assumption of exclusively thermal adverse health effects of RF-absorption the obtained results indicate that SAR averaging over 10g of tissue seems to be sufficient in order to prevent adverse RF-induced temperature elevations in the tissue. However, when hypothetically assuming that non-thermal adverse effects are existing, i.e. effects directly associated to field strength, smaller averaging volumes will be necessary for specific organs in order to give appropriate information about the organ- or tissue-specific amount of absorbed RF power.

INHALT

1	EINLEITUNG	7
2	GEGENWÄRTIGER STAND DER WISSENSCHAFT	8
2.1	Allgemeine Beschreibung elektromagnetischer Felder	8
2.2	Strahlungsabsorption im menschlichen Körper-spezifische Absorptionsrate (SAR)	9
2.3	Gegenwärtige Festsetzung der Grenzwerte	10
2.4	Vorliegende wissenschaftliche Arbeiten zum Thema HF-Absorption im menschlichen Körper	11
2.4.1	Exposition des Kopfes durch nahe Quellen	12
2.4.2	Ganzkörperexposition unter Fernfeldbedingungen	18
2.5	Thermische Auswirkungen der HF-Absorption unter Berücksichtigung thermophysiologicaler Parameter	20
2.5.1	Grundlagen der Thermophysikologie.....	20
2.5.1.1	Thermoregulation	20
2.5.1.2	Thermorezeption	22
2.6	Vorliegende wissenschaftliche Arbeiten über thermische Auswirkungen von HF-Absorption.....	24
2.6.1	Experimentelle Arbeiten.....	24
2.6.1.1	Allgemeines.....	24
2.6.1.2	Autonome Mechanismen.....	24
2.6.1.3	Effekte auf das Verhalten	25
2.6.2	Modellierung thermischer Prozesse.....	25
2.6.2.1	Allgemeines.....	25
2.6.2.2	Ganzkörpermodelle	25
2.6.2.3	Gewebemodelle	26
2.6.2.4	Mathematische Behandlung.....	28
2.6.3	Arbeiten zum Thema der Exposition durch Geräte der Mobilkommunikation	30
2.6.3.1	Allgemeines.....	30
2.6.3.2	Exposition des Kopfes.....	30
2.6.3.3	Exposition des Auges.....	34
2.7	Physikalische Eigenschaften biologischer Gewebe.....	35
2.7.1	Elektrische Eigenschaften	35
2.7.2	Thermische Eigenschaften	38
2.8	Berechnungsmethoden	41
2.8.1	Numerische Methoden für das elektromagnetische Problem (Absorptionsberechnungen).....	41
2.8.2	Numerische Methoden für das thermodynamische Problem	43
2.9	Körpermodelle.....	43
2.9.1	Dokumentierte Haut-Modelle	44
2.9.2	Modelle für das Auge	48
2.9.2.1	Dokumentierte numerische Modelle	48
2.9.3	Modelle für das Innenohr	51
2.9.4	Modelle für die Pinealdrüse	51
3	EINGESETZTE BERECHNUNGSMETHODEN	52

4	VERIFIZIERUNG DER BERECHNUNGSMETHODEN.....	53
4.1	Versuchsaufbau	53
4.2	Messung	55
4.3	Simulation.....	56
4.4	Vergleich von Simulation und Messung	57
5	ENTWICKLUNG HOCH AUFGELÖSTER KÖRPERMODELLE	58
5.1	Modell für die Haut.....	58
5.2	Modell für das Auge.....	59
5.3	Modell für die Pinealdrüse	61
5.4	Modell für das Mittel- und Innenohr	62
6	BESTIMMUNG VON GEWEBEPARAMETERN	64
6.1	Messung der dielektrischen Gewebeparameter	64
6.1.1	Allgemeines	64
6.1.2	Messmethode	65
6.1.3	Messungen an Pinealdrüsen	66
6.1.4	Messungen an Peri/Endolymphe	68
6.2	Messung thermischer Gewebeparameter	70
6.2.1	Allgemeines	70
6.2.2	Messprinzip.....	70
6.2.3	Kalibrierung.....	73
6.2.4	Messung von Gewebeproben	75
7	BERECHNUNG DER EXPOSITION FÜR TYPISCHE SZENARIEN	79
7.1	Betrachtete Expositionsszenarien.....	79
7.2	Verwendete Gewebeparameter	81
7.3	Berechnungsergebnisse	83
7.3.1	Seitliche Exposition.....	83
7.3.2	Exposition von vorne	89
7.3.3	Exposition der Haut im Hinblick auf Wärmewahrnehmung	94
7.4	Unsicherheitsbetrachtungen	104
8	DISKUSSION DER BERECHNUNGSERGEBNISSE	109
8.1	Zu erwartende Temperaturanstiege im Gewebe unter realistischen Benützungsbedingungen	109
8.2	Zeitliche Mittelung der SAR	110
8.3	Räumliche Mittelung der SAR	112
9	LITERATUR	114

1 EINLEITUNG

Zum Schutz von Personen vor gesundheitlich nachteiligen Effekten durch die Exposition in hochfrequenten elektromagnetischen Feldern existiert gegenwärtig eine Vielzahl von Normungsdokumenten und Empfehlungen, welche Grenzwerte für die elektromagnetischen Feldgrößen bzw. die vom Körper absorbierte Strahlungsleistung definieren. Die Basis dieser Grenzwertgebung ist die Annahme, dass biologisch nachteilige Effekte durch HF-Absorption ausschließlich durch Temperaturerhöhungen im Gewebe zufolge der HF-Absorption entstehen. In Europa stützen sich diese Grenzwerte gegenwärtig hauptsächlich auf die im Jahr 1998 von der Internationalen Kommission zum Schutz vor nicht ionisierender Strahlung (ICNIRP) veröffentlichten *Richtlinien zur Begrenzung der Exposition gegenüber zeitlich veränderlichen elektrischen, magnetischen und elektromagnetischen Feldern (bis 300 GHz)*. Im Frequenzbereich der modernen Mobilkommunikation sieht dieses Dokument als Basisgrenzwert der spezifischen Absorptionsrate (SAR) für Teilkörperbelastung einen Wert von maximal 2 W/kg, gemittelt über 10 g Körpergewebe vor, wobei der angegebene Grenzwert als Zeitmittelwert über ein beliebiges 6-Minuten Intervall zu verstehen ist, d.h. es sind kurzzeitig wesentlich höhere SAR-Werte im Gewebe zulässig.

Aus biologischer Sicht erscheinen Mittelungsvolumen von 10 g (entsprechend ca. 10 cm³ Gewebe) sehr groß, speziell wenn man anatomisch sehr fein strukturierte Bereiche wie z.B. das Auge und das Innenohr (Labyrinth) betrachtet.

Andererseits können aus thermodynamischer Sicht im Gewebe keine beliebig großen Temperaturgradienten entstehen, da bei punktueller Erwärmung sofort Wärmeausgleichsvorgänge einsetzen. D.h., dass lokal sehr eng begrenzte Maxima der SAR („Hot Spots“) nicht auch in gleichem Maße zu lokalen Überhitzungen führen. Der Zusammenhang zwischen der räumlichen Verteilung der Strahlungsabsorption (SAR) und der daraus resultierenden Temperaturverteilung im Körper stellt sich physikalisch äußerst komplex dar und hängt, neben passiven Wärmeausgleichsvorgängen, maßgeblich auch von thermophysiologicalen Parametern des Organismus ab (z.B. Wärmetransport durch das Blut).

Die praktische Analyse der Strahlungsabsorption und der dadurch verursachten Temperaturerhöhungen im Gewebe kann aufgrund der physikalischen und der komplexen anatomischen Gegebenheiten nur auf Basis von numerischen Berechnungen mittels Computersimulationen durchgeführt werden. Da solche Verfahren einerseits sehr hohe Computerressourcen erfordern und andererseits die bisher verfügbaren Körpermodelle eine räumliche Auflösung von nicht besser als 0,5 - 1 mm besitzen, sind in den bisherigen Arbeiten zu diesem Thema zumeist starke Vereinfachungen hinsichtlich der anatomischen Feinstruktur der einzelnen Organe gemacht worden. Beispielsweise ist das komplexe Labyrinthsystem des Innenohres und auch die Pinealdrüse in den bisher verfügbaren Körpermodellen aufgrund ihrer Kleinheit überhaupt nicht vorhanden. Auch hinsichtlich der Augen stehen in den bisher verfügbaren Kopfmodellen nur stark vereinfachte Nachbildungen zur Verfügung.

Ziel dieses Forschungsvorhabens ist es, auch in solchen, bisher nicht berücksichtigten und teilweise als sensibel eingestuften Geweben im menschlichen Kopf, wie z.B. Auge, Innenohr und Pinealdrüse eine detaillierte Analyse der HF-Absorption und der damit verbundenen Temperaturerhöhungen für realistische und praktisch relevante Expositionsbedingungen durchzuführen.

2 GEGENWÄRTIGER STAND DER WISSENSCHAFT

2.1 Allgemeine Beschreibung elektromagnetischer Felder

Elektromagnetische Felder werden in allgemeiner Form durch die Maxwell-Gleichungen

$$\nabla \times \vec{H} = \vec{J}_c + \frac{\partial \vec{D}}{\partial t} \quad (2-1)$$

$$\nabla \times \vec{E} = -\frac{\partial \vec{B}}{\partial t} \quad (2-2)$$

$$\nabla \cdot \vec{D} = \rho \quad (2-3)$$

$$\nabla \cdot \vec{B} = 0 \quad (2-4)$$

beschrieben, wobei den Formelzeichen folgende Bedeutung zukommt:

\vec{H} Vektor der magnetischen Feldstärke in A/m

\vec{E} Vektor der elektrische Feldstärke in V/m

\vec{D} Vektor der elektrischen Flussdichte ('elektrische Verschiebung') in As/m²

\vec{B} Vektor der magnetischen Flussdichte ('magnetische Induktion') in T

\vec{J}_c Leitungsstromdichte ('Konduktionsstromdichte') in A/m²

ρ elektrische Raumladungsdichte in As/m³

Für einen leeren Feldraum (Vakuum) bzw. näherungsweise in Luft ist die elektrische Leitungsstromdichte

$$\vec{J}_c = \sigma_c \vec{E} = 0, \text{ wegen } \sigma_c \text{ (spezifische Konduktions-Leitfähigkeit)} = 0 \quad (2-5)$$

und es gelten weiters zwischen Feldstärken und Flussdichten die Verknüpfungsbeziehungen

$$\vec{D} = \varepsilon_0 \vec{E} \quad (2-6) \qquad \vec{B} = \mu_0 \vec{H} \quad (2-7)$$

wobei ε_0 die Permittivitätskonstante des leeren Raumes ($\varepsilon_0 = 8.854 \cdot 10^{-12}$ As/Vm) und μ_0 die Permeabilitätskonstante des leeren Raumes ($\mu_0 = 4\pi \cdot 10^{-7}$ Vs/Am) bedeuten. ε_0 und μ_0 können als Naturkonstanten aufgefasst werden, die über die Gleichung

$$c_0 = \frac{1}{\sqrt{\varepsilon_0 \mu_0}} \quad (2-8)$$

mit der Vakuumlichtgeschwindigkeit c_0 verknüpft sind.

Sind im Feldraum materielle Körper vorhanden, müssen deren elektrisch bzw. magnetisch relevanten Materialeigenschaften in den Gleichungen (2-1) bis (2-4) verankert werden. D.h. im inneren der Körper gilt:

$$\vec{D} = \varepsilon \vec{E} \quad (2-9)$$

$$\vec{B} = \mu \vec{H} \quad (2-10)$$

$$\vec{J}_c = \sigma_c \vec{E} \quad (2-11)$$

mit ε (Permittivität in As/Vm), μ (Permeabilität in Vs/Am) und σ (elektrische Leitfähigkeit) als den Körper elektrisch bzw. magnetisch charakterisierende Größen. In der Praxis werden zur Charakterisierung der Materialien die Parameter ε und μ üblicherweise als Relativwerte ε_r und μ_r in Bezug zu den Konstanten ε_0 und μ_0 angegeben, so dass gilt

$$\varepsilon = \varepsilon_r \varepsilon_0 \quad (2-12)$$

$$\mu = \mu_r \mu_0 \quad (2-13)$$

Unter Anwendung der Identität

$$\nabla \cdot (\vec{E} \times \vec{H}) = \vec{H}(\nabla \times \vec{E}) - \vec{E}(\nabla \times \vec{H}) \quad (2-14)$$

folgt für die Energiebilanz eines elektromagnetischen Feldes direkt aus den Maxwell-Gleichungen, der als **Poynting-Satz** bekannte Zusammenhang

$$\nabla \cdot (\vec{E} \times \vec{H}) = \vec{H} \left(-\mu \frac{\partial \vec{H}}{\partial t} \right) - \vec{E} \left(\vec{J}_c + \varepsilon \frac{\partial \vec{E}}{\partial t} \right) \quad (2-15)$$

2.2 Strahlungsabsorption im menschlichen Körper-spezifische Absorptionsrate (SAR)

Bei Anwendung der Gleichung (2-15) auf die Verhältnisse im menschlichen Körper, kann zunächst angenommen werden, dass biologische Gewebe im Allgemeinen keine ausgeprägten magnetischen Eigenschaften besitzen und daher $\mu = \mu_0$ gilt. Im Gegensatz dazu besitzen biologische Gewebe jedoch stark ausgeprägte elektrische Eigenschaften. Der Grund dafür sind unter anderem die in ihnen vorhandenen polaren Strukturen (Moleküle mit nicht zentriertem Ladungsschwerpunkt, z.B. Wasser), die sich bei einem einwirkenden elektrischen Feld auszurichten versuchen (Polarisation des Gewebes). Im Falle eines anliegenden Wechselfeldes oszillieren diese polaren Strukturen im Rhythmus der Frequenz des Wechselfeldes. Da diese polaren Strukturen masse- und damit trägheitsbehaftet sind, können sie dem anliegenden Feld nicht beliebig schnell folgen und es entsteht mit zunehmender Frequenz eine größer werdende Phasenverschiebung zwischen einwirkender elektrischer Feldstärke E und sich im Gewebe ausbildender elektrischer Flussdichte D .

Bei Überführung der Gleichung (2-15) in den Frequenzbereich für zeitlich harmonische Größen (partielle Ableitung nach ∂t kann durch Multiplikation mit $j\omega$ ersetzt werden) und gleichzeitiger formaler Einführung einer komplexen Permittivität $\underline{\varepsilon} = \varepsilon' - j\varepsilon''$ um der genannten Phasenverschiebung zwischen E und D für harmonische Vorgänge Rechnung zu tragen, ergibt sich unter Verwendung von (2-11)

$$\nabla \cdot (\vec{E} \times \vec{H}) = -j\omega\mu\vec{H}^2 - \sigma_c\vec{E}^2 - j\omega(\varepsilon' - j\varepsilon'')\vec{E}^2 \quad (2-16)$$

Die Summe aller reellwertigen Terme auf der rechten Seite von Gleichung (2-16) stellt die im Gewebe pro Volumseinheit auftretende Wirkleistung dar, die in Wärme umgesetzt (dissipiert) wird. Die Summe aller imaginären Terme hingegen gibt die im Gewebe pro Volumseinheit gespeicherte elektromagnetische Leistung ('Scheinleistung') an. Ausmultiplizieren und Umordnen von (2-16) ergibt schließlich

$$\nabla \cdot (\vec{E} \times \vec{H}) = -(\sigma_c + \omega \varepsilon'') \vec{E}^2 - j\omega(\varepsilon' \vec{E}^2 + \mu_0 \vec{H}^2) \quad (2-17)$$

Der aus (2-17) ersichtliche, pro Volumseinheit im Gewebe in Wärme umgesetzte Betrag elektromagnetischer Leistung ist daher

$$\frac{dP}{dV} = (\sigma_c + \omega \varepsilon'') E^2 \quad (2-18)$$

wobei $(\sigma_c + \omega \varepsilon'')$ üblicherweise zur pauschal makroskopisch zutage tretenden elektrischen Leitfähigkeit σ zusammengefasst wird (konduktive Leitfähigkeit plus dielektrische oder „Verschiebungsstrom“-Leitfähigkeit)

$$\sigma = \sigma_c + \omega \varepsilon'' \quad (2-19)$$

Die zur Quantifizierung der absorbierten Strahlungsleistung im Gewebe meist verwendete **spezifische Absorptionsrate SAR** (=absorbierte Strahlungsleistung pro Masseinheit) ergibt sich aus (2-18) daher sinngemäß zu:

$$SAR = \frac{dP}{dm} = \frac{dP}{dV\rho} = \sigma \frac{E^2}{\rho} \quad (2-20)$$

wobei ρ die Massendichte (in kg/m^3) des betreffenden Gewebes bezeichnet und E für den Effektivwert der elektrischen Feldstärke steht. Aus (2-20) ist ersichtlich, dass die SAR aus der im Gewebe herrschenden elektrischen Feldstärke und den physikalischen Gewebeeigenschaften elektrische Leitfähigkeit σ und Massendichte ρ bestimmt werden kann.

Neben der Bestimmung der SAR aus der elektrischen Feldstärke im Gewebe ist aus physikalischer Sicht prinzipiell auch die Bestimmung der SAR aus dem zeitlichen Temperaturanstieg dT/dt (in K/s) im Gewebe bei gegebener spezifischer Wärmekapazität c (in J/kgK) möglich:

$$SAR = c \frac{dT}{dt} \quad (2-21)$$

Für die praktische Durchführung der SAR-Bestimmung erweist sich jedoch die Messung der elektrischen Feldstärke (2-20) als wesentlich zuverlässiger als die Messung des Temperaturanstieges, da letzterer von thermischen Ausgleichsvorgängen beeinflusst wird.

2.3 Gegenwärtige Festsetzung der Grenzwerte

Die gegenwärtig in den anerkannten Sicherheitsnormen für den (Mobilfunk-) HF-Bereich festgelegten (SAR-) Basisgrenzwerte wurden zum Schutz der Bevölkerung vor gesundheitlich nachteiligen Effekten durch zu starke Erwärmung des Gewebes zufolge HF-Absorption festgesetzt. Die europäische Grenzwertgebung orientiert sich dabei an den 1998 veröffentlichten Richtlinien der *International Commission for Non-Ionizing Radiation Protection (ICNIRP)* [1], die für die Ganzkörperexposition der Allgemeinbevölkerung einen

maximalen (Ganzkörper-) SAR-Wert von 0,08 W/kg, und für lokale Exposition einen über 10 g zusammenhängendes Gewebe gemittelten SAR-Wert vom maximal 2 W/kg für Kopf und Rumpf und vom maximal 4 W/kg für die Extremitäten empfiehlt.

Die entsprechende amerikanische Sicherheitsnorm IEEE C95.1, sah für die lokale Exposition im hier interessierenden Mobilfunk-Frequenzbereich bis vor kurzem in ihrer Ausgabe von 1999 [2] strengere Basisgrenzwerte vor (1,6 W/kg für Kopf und Rumpf, gemittelt über 1 g würfelförmiges Gewebe), wurde jedoch im Frühjahr 2006 in ihrer aktuellen Ausgabe [3] weitgehend mit den ICNIRP-Richtlinien harmonisiert. D.h., es gelten nach IEEE nun auch 2 W/kg (Kopf und Rumpf) bzw. 4 W/kg für die Extremitäten, jeweils gemittelt über 10 g Gewebe als die Basisgrenzwerte für lokale Exposition. Es bestehen jedoch nach wie vor einige, zumindest aus theoretischer Sicht relevante Unterschiede, wie z.B., dass nach IEEE C95.1 die Pinna (Ohrmuschel) explizit als Extremität behandelt wird, d.h., dass in ihr 4 W/kg zulässig sind (nach ICNIRP nur 2 W/kg für "Kopf"). In IEEE sind die SAR-Grenzwerte für die Allgemeinbevölkerung als über 30 Minuten gemittelte Werte anzusehen, während nach ICNIRP nach wie vor 6 Minuten als Mittelungsintervall für die SAR gilt. Weiters definiert IEEE C95.1 die geometrische Form des Mittelungsvolumens eindeutig als "würfelförmig", während in den ICNIRP-Richtlinien von "beliebig zusammenhängendem" Gewebe gesprochen wird.

2.4 Vorliegende wissenschaftliche Arbeiten zum Thema HF-Absorption im menschlichen Körper

Die Quantitative Beurteilung der Exposition von Personen in Hochfrequenz- und Mikrowellenfeldern hängt aufgrund der Komplexität der zu Grunde liegenden physikalischen Phänomene von vielen Parametern ab, wie z.B.

- abgestrahlte elektromagnetische Leistung und Frequenz der Strahlungsquelle
- Abstrahleigenschaften der Strahlungsquelle
- Distanz zur Strahlungsquelle
- physikalische Eigenschaften des Wellenausbreitungsraumes (Dämpfung, Reflexion,..)
- dielektrische Eigenschaften des exponierten Körpers
- Abmessungen des exponierten Körpers relativ zur Wellenlänge
- räumliche Ausrichtung des exponierten Körpers relativ zu den Feldvektoren

Bei hinreichend großer Distanz der exponierten Person zur Strahlungsquelle können die ersten vier der oben genannten Parameter als unabhängig von den anderen Parametern und als verantwortlich für die am Ort der exponierten Person auftretende Intensität des Feldes angesehen werden. Die drei letztgenannten Parameter bestimmen dann gewissermaßen die Feldeinkopplung in den Körper und damit das Ausmaß und die Verteilung der Strahlungsabsorption im Körper. Diese Situation wird allgemein als **Fernfeldexposition** bezeichnet in der eine völlige elektromagnetische Entkopplung zwischen Strahlungsquelle und exponiertem Objekt angenommen werden kann. Weiters können in solchen Fällen in guter Näherung **ebene Wellen** und die einfache Umrechenbarkeit zwischen elektrischer und magnetischer Feldstärke über die Freiraum-Wellenimpedanz ($Z_0 \approx 377 \Omega$) vorausgesetzt werden. Im Hinblick auf die Beurteilung der Exposition des Menschen gegenüber den elektromagnetischen Feldern des modernen Mobilfunks trifft diese Situation im Allgemeinen z.B. für die Exposition durch Basisstationen zu.

Bei Nichtzutreffen der oben genannten Bedingungen, d.h. wenn die elektromagnetische Entkopplung zwischen Strahlungsquelle und exponiertem Objekt nicht vorausgesetzt werden kann, spricht man von **Nahfeldexposition**. In solchen Situationen wirkt der exponierte

Körper bzw. der exponierte Körperteil aufgrund seiner ausgeprägten dielektrischen Eigenschaften (siehe Kapitel 2.7) massiv auf die Strahlungsquelle zurück, was zu komplexen Feldverhältnissen führt, die sich einer exakten analytischen Beschreibung meist entziehen.

Relevante wissenschaftliche Arbeiten zum Thema der Absorption nicht ionisierender, hochfrequenter elektromagnetischer Strahlung im menschlichen Körper („Dosimetrie“) sind seit den frühen 70er Jahren in der zugänglichen Literatur für spezielle Expositionssituationen dokumentiert (z.B. [4]-[12]). Ein umfassendes Werk, das die gesamte Komplexität des Themas theoretisch beleuchtet und daraus resultierende Folgerungen für die praktische Dosimetrie zusammenfasst ist das von Durney et al. verfasste *Radiofrequency Dosimetry Handbook* [13]. Es werden darin alle relevanten Aspekte, beginnend von den Grundlagen der Elektrodynamik, über unterschiedliche Absorptionsmechanismen und Resonanzbedingungen, dielektrische Eigenschaften von Geweben, theoretische, messtechnische und numerische Methoden der angewandten Dosimetrie, bis hin zu Ansätzen für die Grenzwertfindung zum Schutze des Menschen diskutiert.

Im Folgenden werden die wichtigsten, seit Anfang der 90er Jahre in der wissenschaftlichen Literatur dokumentierten Untersuchungen zur Exposition des Menschen in den elektromagnetischen Feldern der modernen Mobilkommunikation zusammengefasst.

2.4.1 Exposition des Kopfes durch nahe Quellen

In einer oft zitierten Arbeit veröffentlichten Dimbylow und Gandhi 1991 [14] Ergebnisse numerischer Berechnungen mittels der FDTD (Finite Differenzen im Zeitbereich)-Methode. Sie untersuchten SAR-Verteilungen im Kopf bei Bestrahlung mit ebenen Wellen von vorne und von der Seite bei Frequenzen zwischen 600 MHz und 3 GHz. Als Kopfmodell wurde ein aus einem Anatomie-Schnittbildatlas (vertikale Distanz zwischen benachbarten Schnittbildern ca. 2,5 cm, horizontale Segmentierung ca. 6,35 mm) gewonnenes heterogenes Kopfmodell verwendet, das 10 verschiedene Gewebe berücksichtigte (Gehirn, Knochen, Fett, Muskel, Haut, Blut, Luft, Auge-Glaskörper, Augenlinse, Auge-Sklera). Die räumliche Auflösung des Modellraumes für die Berechnung betrug 3,2 mm. Berechnungen wurden für einen Erwachsenen-Kopf und einen Kinder-Kopf durchgeführt, wobei das Kinder-Kopfmodell vom Erwachsenen-Modell durch einfache Verkleinerung (unter Beibehaltung der Proportionen) abgeleitet wurde¹. Die Rechenergebnisse zeigten von der Frequenz abhängige, stark inhomogene SAR-Verteilungen im Kopf mit ausgeprägten lokalen Maxima in den Augen und im Inneren des Gehirns. Gut leitfähige Gewebe (z.B. Auge, Gehirn) zeigten höhere SAR-Werte im Vergleich zu weniger gut leitfähigen (z.B. Knochen). Besonders betont wurde von den Autoren die Tatsache, dass das lokale Maximum im Gehirn des Kinderkopfes bei Befeldung mit 800 MHz von vorne viel stärker ausgeprägt war als im Erwachsenen.

Kuster und Balzano [15] publizierten 1992 eine Arbeit zum Absorptionsmechanismus in biologischen Medien bei Befeldung mit körpernah betriebenen Antennen für Frequenzen über 300 MHz. In Computersimulationen (3D-Multiple Multipoltechnik, 3DMMP) und experimentellen Untersuchungen wurden ebene, mit homogenen gewebesimulierenden Flüssigkeiten gefüllte Halbräume mit Dipolen in unterschiedlichen Abständen bestrahlt und die SAR-Verteilung im bestrahlten Halbraum berechnet bzw. gemessen. Auf Basis dieser Untersuchungen konnten die Autoren eine Näherungsformel für das räumliche SAR-Maximum angeben, das näherungsweise nur von den dielektrischen Eigenschaften des bestrahlten Halbraumes, der Frequenz und der Tangentialkomponente der magnetischen Feldstärke an der Halbraumboberfläche abhängt. Eine Analyse zeigte, dass die angegebene Näherungsformel im Frequenzbereich von 300 MHz bis 2,5 GHz für Abstände zwischen Dipol und Halbraum bis zur dreifachen Wellenlänge und für den gesamten praktisch

¹ Diese Tatsache wurde den Autoren später oft vorgeworfen, da sich die Proportionen eines kindlichen Kopfes maßgeblich von jenen eines Erwachsenen unterscheiden.

relevanten Bereich von Gewebeparametern gültig ist, wobei die Abweichungen von den gemessenen Werten kleiner als 3 dB bleiben. Weiters wurde in der Arbeit gezeigt, dass der angegebene Zusammenhang in guter Näherung auch für heterogene Gewebe beliebiger geometrischer Form gültig bleibt. Die wesentliche Schlussfolgerung der Arbeit war der Befund, dass bei extremer Nahfeldexposition der räumliche Maximalwert der SAR weniger von der Antennenfußpunktleistung, sondern vielmehr vom Antennenstrom abhängt.

In einer weiteren Arbeit von Dimbylow 1993 [16] wurden SAR-Verteilungen in Kinder- und Erwachsenenköpfen bei Befeldung mit kopfnahen Halbwellen-Dipolen vor dem linken Auge bei 900 MHz und 1900 MHz berechnet. Es wurden dabei die gleichen Kopfmodelle und Berechnungsmethoden verwendet wie in [14] und unterschiedliche Abstände zwischen Dipol und Kopf betrachtet. Als Ergebnis berichteten die Autoren von signifikant höherer SAR im Auge des Kindermodells (gemittelt über das gesamte Auge) bei kleinen Distanzen zwischen Dipol und Kopf, speziell bei 1900 MHz Befeldung. Dazu ist allerdings zu bemerken, dass die SAR-Mittelung über das gesamte Auge die Relation der Ergebnisse zwischen Erwachsenen und Kind etwas verzerrt, da sich die Augenmassen des Erwachsenen- und Kindermodells um einen Faktor 3 unterscheiden. Bei gleichwertiger Mittelung der berechneten SAR-Werte über jeweils 1g Augengewebe verschwindet der berichtete Effekt bei 900 MHz ganz (geringfügig höhere Werte im Erwachsenen) und bei 1900 MHz zeigt sich nur mehr ein wesentlich geringerer Unterschied in der SAR (ca. 40%) im Kinderauge.

Mit einem verbesserten Kopfmodell berechneten Dimbylow und Mann 1994 [17] die SAR im Kopf bei Exposition mit einem einfachen generischen Modell eines Mobiltelefons bei 900 MHz und 1800 MHz. Das generische Mobiltelefon bestand aus einem Viertel-Wellenlängen-Monopol auf einem metallischen Gehäuse und es wurden unterschiedliche Orientierungen und Entfernungen zum Kopf betrachtet. Das Kopfmodell wurde aus MRT-Schnittbildern (1 mm Auflösung) eines Erwachsenen gewonnen, wobei 10 unterschiedliche Gewebetypen unterschieden wurden (Gehirn, Knochen, Cerebrospinalflüssigkeit, Muskel, Haut, Blut, Knorpel, Auge-Glaskörper, Augenlinse, Auge-Sklera). Weiters wurde der Einfluss der, das Mobiltelefon umfassenden Hand durch ein einfaches Handmodell (Quader von Muskel-äquivalentem Material am Gehäuse) untersucht. Wie in den vorangegangenen Arbeiten dieser Arbeitsgruppe wurden sowohl Betrachtungen für Erwachsene als auch für Kinder durchgeführt, wobei die Kinder-Kopfmodelle wieder durch einfaches, maßstäbliches verkleinern des ursprünglichen Modells generiert wurden (vgl. dazu Fußnote auf voriger Seite). Die FDTD Berechnungen wurden aus Gründen begrenzter Rechnerressourcen mit 2 mm Auflösung des Feldraumes durchgeführt. Bei vertikaler Positionierung der Feldquelle vor dem linken Auge trat das Absorptionsmaximum erwartungsgemäß im linken Auge auf, wobei die SAR in der Linse (aufgrund der geringeren Leitfähigkeit) relativ zum Glaskörper deutlich geringer war. Die Autoren weisen aber explizit darauf hin, dass eine sekundäre Erwärmung der Linse durch die hohe Absorption im Glaskörper erwartet werden muss. Bei Positionierung der Feldquelle seitlich des Kopfes zeigten sich ein klares Absorptionsmaximum in der Ohrmuschel und der Kopfhaut, relativ geringe SAR im Schädelknochen und wieder höhere SAR-Werte im gut leitfähigen Hirngewebe. Im Gegensatz zu früheren Arbeiten derselben Arbeitsgruppe wird nicht mehr von Feldüberhöhungen im Kopfinneren und von höherer Absorption in Kinderköpfen (vgl. [14]) berichtet. Im Gegenteil, im gegenständlichen Artikel bezeichnen die Autoren die mit dem Erwachsenen-Modell bei der betrachteten Monopol-Exposition erhaltenen SAR-Werte als konservative Schätzwerte für die entsprechenden SAR-Werte im kindlichen Kopf.

Balzano et al. 1995 [18] führten Messungen in einem homogenen Kopfphantom (Kunststoffschalenphantom gefüllt mit Phantommaterial entsprechend den dielektrischen Eigenschaften von Hirngewebe) durch. Expositionen erfolgten mittels zweier unterschiedlicher Mobiltelefone mit unterschiedlichen Antennentypen (fixe Dipolhülseantenne bzw. ausziehbarer Halbwellendipol). Die verwendeten Sendesignalformen und Sendeleistungen wurden entsprechend drei Mobiltelefonstandards im 900 MHz Bereich gewählt, und die SAR-Verteilung im Kopfphantom nahe der Antenne

punktweise bestimmt. Die gemessenen Maximalwerte der SAR lagen ein bis zwei Zehnerpotenzen unterhalb des thermischen Grundumsatzes des Gehirnes von ca. 8 bis 10 W/kg), was die Autoren zur Aussage veranlasste, dass eine gesundheitliche Gefährdung durch die Benützung von Mobiltelefonen (unter der Annahme gleicher oder ähnlicher Sendeeigenschaften) unwahrscheinlich ist.

Okoniewsky und Stuchly [19] veröffentlichen 1996 eine Arbeit in der sie die Kopplung zwischen Kopf und Mobiltelefonantenne für unterschiedlich komplexe Kopfmodelle und unterschiedliche Entfernungen der Antenne zum Kopf mittels FDTD Simulationen untersuchten. Ziel der Arbeit war unter anderem die Untersuchung der Beeinflussung der Antenneneffizienz durch den Kopf des Mobiltelefonbenutzers. Das Mobiltelefon wurde durch eine einfache 900 MHz Monopolantenne auf einem quaderförmigen metallischen Gehäuse modelliert. Als Kopfmodelle wurden einfache Quader (homogen und geschichtet), Kugeln (homogen und geschichtet) und drei unterschiedlich fein aufgelöste anatomische Kopfmodelle, gewonnen aus MRT Aufnahmen, verwendet (Auflösungen 3,9 mm x 3,9 mm x 5 mm, 3,4 mm x 3,4 mm x 4,7 mm und 1,1 mm x 1,1 mm x 1,4 mm; 7 bzw. 26 unterschiedliche Gewebe). Die Hand des Benutzers wurde durch einen einfachen Quader (Knochen umhüllt von Muskel) außen am Mobiltelefon modelliert. Die Berechnungsergebnisse bezüglich des räumlichen Maximalwertes der SAR und des Maximalwertes der über 1 g und über 10 g gemittelten SAR zeigten, dass die einfachen Kopfmodelle zu einer Überschätzung der SAR im Vergleich zu den Verhältnissen in anatomischen Kopfmodellen führt. Ein einfaches, homogenes Kugel-Kopfmodell mit repräsentativen dielektrischen Eigenschaften, kann nach Aussage der Autoren daher sowohl für eine konservative Abschätzung der maximal im Kopf zu erwartenden SAR als auch zur Analyse der Beeinflussung der Antenneneffizienz herangezogen werden. Weiters wirkte sich die Modellierung der Hand des Benutzers nach Angabe der Autoren eher in Richtung einer Reduzierung der SAR im Kopf aus als umgekehrt.

Bernardi et al. 1996 [20] untersuchten mittels FDTD Computersimulationen die Verteilung der spezifischen Absorptionsrate (SAR) im menschlichen Kopf bei Benützung von Mobiltelefonen im Frequenzbereich von 900 MHz. Das heterogene Kopfmodell (aus einem Computertomographie-Bild abgeleitet) bestand aus etwa 26500 Zellen mit 5 mm x 5 mm x 5 mm Auflösung, wobei insgesamt 12 unterschiedliche Gewebearten berücksichtigt wurden. Die Berechnungen wurden für zwei Mobiltelefonmodelle mit unterschiedlichen Antennenformen durchgeführt. In mehreren Simulationsdurchgängen ermittelten die Autoren die Verteilung der SAR im Kopf bei Positionierung der Mobiltelefone parallel zur Körperachse (exakte Vertikalausrichtung). Die Abhängigkeit der Ergebnisse von der Distanz zwischen Antennenfußpunkt und Kopf, sowie der Einfluss von reflektierenden Oberflächen wurden ebenfalls ermittelt. Das Ergebnis der Arbeit zeigte bei Annahme ideal absorbierender Modell-Raumgrenzen (ohne Betrachtung reflektierender Oberflächen) deutliche Unterschiede zwischen den beiden Mobiltelefonmodellen bezüglich der im Kopf auftretenden maximalen SAR. Die Autoren schließen daraus, dass neben der geometrischen Anordnung der Antenne (Distanz zum Kopf) auch die Antennenform und der Antennentyp ausschlaggebende Kriterien bezüglich der Strahlungsbelastung sind.

In weiteren Simulationen wurden die beiden Modelle im Hinblick auf die Veränderung der SAR-Verteilung bei Anwesenheit reflektierender Oberflächen untersucht. Für beide Mobiltelefonmodelle führte eine horizontal über dem Kopf (6 cm Abstand) angeordnete leitfähige Platte zu einer Homogenisierung der SAR-Verteilung im Kopf, was einer Reduzierung des maximal auftretenden SAR-Wertes entspricht. Im Gegensatz dazu führte eine vertikal angeordnete leitfähige Platte in 3,5 cm Abstand zum Mobiltelefon, parallel zur Antennenachse zu einem deutlichen Anstieg der maximalen SAR im Kopf.

Als wesentlichste Conclusio ihrer Arbeit sehen die Autoren daher die Tatsache, dass die Strahlungsbelastung bei Benützung von Mobiltelefonen von einer Vielzahl von Randbedingungen abhängt, die für eine genaue Expositionsbeurteilung sehr genau definiert werden müssen.

Zum Schluss, dass einfache Kopfmodelle zu einer Überschätzung der SAR im realen Kopf führen, kommen auch Hombach et al. 1996 [21] und Meier et al. 1997 [22]. Sie untersuchten sowohl auf experimenteller Basis als auch mittels Computersimulationen die Strahlungsabsorption in menschlichen Kopfmodellen bei 900 MHz [21] und bei 1800 MHz [22] in Abhängigkeit von unterschiedlichen Komplexitätsgraden der Kopfmodelle. Die prinzipielle Vorgangsweise war dabei in beiden Arbeiten die gleiche. Es wurden drei anatomische numerische Kopfmodelle von MRT-Bildern dreier Erwachsener abgeleitet, wovon zwei in sehr feiner räumlicher Auflösung (Voxelgröße 1 mm^3 , 13 unterschiedliche Gewebe) und eines etwas gröber (Voxelgröße 12 mm^3 , 12 unterschiedliche Gewebe) modelliert wurden. Weiters kamen drei experimentelle Phantome zum Einsatz: ein heterogenes 5-Gewebe Phantom eines menschlichen Kopfes, eine Kopie nur der äußeren Hülle dieses Modells (als homogenes flüssigkeitsgefülltes Phantom) und ein weiteres, einfaches homogenes Phantom (Kopf inkl. Torso). Zusätzlich wurden vom heterogenen 5-Gewebe Phantom MRT-Aufnahmen gemacht (2 mm Schichtdicke) und daraus ein äquivalentes numerisches Kopfmodell abgeleitet. Schließlich wurden für jedes der numerischen Modelle 3 unterschiedliche Komplexitätsgrade modelliert:

komplex: Originalmodelle (3 anatomische Modelle plus numerisches 5-Gewebe Modell)

vereinfacht: äußere Form identisch mit den Originalmodellen, aber nur zwei Gewebearten berücksichtigt (äußere Schicht entsprechend Knochen, innen entsprechend Mittelwert aus grauem und weißem Hirngewebe)

homogen: äußere Form identisch mit den Originalmodellen, aber nur eine Gewebeart berücksichtigt (entsprechend Mittelwert aus grauem und weißem Hirngewebe)

Es standen demnach 15 verschiedene Kopfphantome (12 numerische und 3 experimentelle) in abgestuften Komplexitätsgraden zur Verfügung. Als Strahlungsquelle wurde in jedem Fall ein Dipol (Länge: 0,45 Wellenlängen) in 1,5 cm Distanz zur Kopfoberfläche, parallel zur Körperlängsachse angeordnet. Als Berechnungsmethode der numerischen Untersuchungen wurde das auf der finiten Integrationstechnik (FI) basierende Programm MAFIA verwendet. Es zeigte sich, dass der Übergang auf einfachere Kopfmodelle praktisch immer auf eine Überschätzung der SAR führt.

Gandhi et al. veröffentlichten 1996 neuerlich eine Arbeit [23] über FDTD-Berechnungen die zum Ergebnis führten, dass in Köpfen von Kindern bei gleicher Expositionssituation (835 MHz bzw. 1900 MHz) höhere SAR-Werte zu erwarten sind als in Köpfen Erwachsener (vgl. dazu [14] und [17]). Die Autoren bedienten sich dabei eines numerischen Modells eines Erwachsenen (abgeleitet von MRT-Bildern mit vertikaler Auflösung von 3 mm und horizontaler Auflösung von 1,875 mm), das in zwei Schritten maßstäblich verkleinert wurde um auf die äußeren Abmessungen von Kinderköpfen zu gelangen (vgl. dazu Fußnote auf Seite 12). Insgesamt wurden 30 unterschiedliche Gewebe berücksichtigt. Mit diesen drei Kopfmodellen (Erwachsener, Abmessungen entsprechend einem zehnjährigen Kind und Abmessungen entsprechend einem fünfjährigen Kind) wurden FDTD-Berechnungen für identische Expositionssituationen mit $\lambda/4$ und $3\lambda/8$ Monopolen auf einem kunststoffumhüllten Metallquader bei 835 MHz und 1900 MHz durchgeführt. Als Ergebnis berichten die Autoren von signifikant höheren SAR-Werten (1g-Mittelwerten) in den Kinderkopfmodellen bei 835 MHz (bis zu 50 %). Bei 1900 MHz fanden sich hingegen keine wesentlichen Unterschiede. Angemerkt muss allerdings werden, dass es möglicherweise durch die maßstäbliche Verkleinerung des Kopfmodells auch zu einer Verringerung der Distanz zwischen Kopf und Antenne kam. In der Arbeit wird die Distanz zwischen Kopf (Ohr) und Antenne meist mit einem ganzzahligen Vielfachen der FDTD-Gitterkantenlänge angegeben. Wird diese Konstante beibehalten und das Kopfmodell (und damit auch das FDTD-Gitter) maßstäblich verkleinert, verringert sich natürlich auch die Distanz zwischen Kopf und Antenne, was ein Grund für die erhöhten SAR-Werte in den Kinderköpfen sein könnte. Leider kann dieser Zweifel auf Basis der Angaben in der Arbeit nicht geklärt werden.

Angeregt durch die oben genannte Studie [23] untersuchten Schönborn et al. 1997 [24] ebenfalls Unterschiede in der Strahlungsabsorption zwischen Köpfen Erwachsener und

Köpfen von Kindern durch Computersimulationen. Sie erstellten dabei 3 Kopfmodelle (2 mm x 2 mm x ca.1 mm, jeweils 10 Gewebearten), welche von MRT-Aufnahmen eines Erwachsenen, eines 7-jährigen und eines 3-jährigen Kindes abgeleitet wurden. Die Ableitung der Kinderkopfmodelle aus entsprechenden MRT-Aufnahmen bedeutet dabei wesentlich mehr Realitätsnähe im Vergleich zu Gandhi et al. 1996 [23], da die Proportionen von Kinderköpfen sich von jenen Erwachsener wesentlich unterscheiden und die maßstäbliche Verkleinerung eines Erwachsenenkopfes eine nur sehr grobe Annäherung für den Kopf eines Kindes sein kann. Um jedoch auch einen Vergleich zu der Arbeit von Gandhi et al. 1996 zu haben wurden von Schönborn et al. 1997 zusätzlich auch 3 maßstäbliche Verkleinerungen des Erwachsenenkopfes untersucht. Die Exposition wurde mittels Dipolen (Länge 0,45 Wellenlängen) in 1,5 cm Abstand zur Kopfoberfläche bei Frequenzen von 900 MHz und 1800 MHz modelliert. Als Berechnungsmethode verwendeten die Autoren die Methode der finiten Integrale (FI) in Form des Programms MAFIA. Als Ergebnis ihrer Arbeit betonten die Autoren, dass sie im Gegensatz zu Gandhi et al. 1996 [23], keinen signifikanten Unterschied der gefundenen maximal auftretenden SAR-Werte zwischen Erwachsenen und Kindern feststellen konnten (weder bei 900 MHz noch bei 1800 MHz). Die auftretenden Unterschiede in den SAR-Werten zwischen den unterschiedlichen Köpfen unterliegen keinen größeren Schwankungen als sie auch bei Betrachtung unterschiedlicher Erwachsenen-Kopfmodelle zutage treten. Die Autoren kommen daher zum Schluss, dass sich die Absorptionsverhältnisse bei Exposition von Kindern beim Gebrauch von Mobiltelefonen von jenen wie sie bei Erwachsenen auftreten nicht nennenswert unterscheiden.

Schmid et al. 1998 [25] führten erstmals SAR-Messungen in Köpfen Verstorbener durch. In insgesamt 5 Mess-Serien an 5 unterschiedlichen Leichen wurden SAR-Werte im Gehirn, im Auge und im Innenohr bei Befeldung mit Halbwelldipolen bei 433 MHz, 900 MHz, 1300 MHz, 1800 MHz und 2450 MHz gemessen. Die SAR-Bestimmung erfolgte dabei teilweise auf Basis von Temperaturanstiegsmessungen und teilweise auf Basis von Feldstärkemessungen im Gewebe mittels eigens entwickelten implantierbarer Miniaturfeldsonden. Die bei einem Abstand zwischen Dipol und Kopfoberfläche von 2 cm maximalen SAR-Werte (ca. über 1 g Gewebe gemittelt) lagen im Gehirn je nach Frequenz zwischen 1 W/kg und 3,3 W/kg pro 1 W Antenneneingangsleistung. Bei Befeldung des Auges von vorne (Abstand Dipol-Auge ca. 4 cm) wurden im Auge maximale SAR-Werte von 2,5 W/kg bis 3,8 W/kg (frequenzabhängig) gemessen (bezogen auf 1 W Antenneneingangsleistung). Bei diesen Messergebnissen ist zu beachten, dass sie auf Messungen in ausgewählten Punkten im Gewebe beruhen und daher nicht notwendigerweise das tatsächliche Maximum erfasst haben, wenngleich versucht wurde die Messpositionen möglichst nahe (nach Maßgabe der anatomischen Verhältnisse) an den Antennenfußpunkt heranzubringen.

Watanabe et al. 1996 [26] berichten unter anderem von Untersuchungen des Einflusses unterschiedlicher Antennentypen- und -längen eines Mobiltelefons und des Einflusses der Modellierung der Ohrmuschel auf die maximale SAR im Kopf bei 900 MHz und 1,5 GHz. Für ihre FDTD-Berechnungen verwendeten sie ein aus einem Anatomieatlas abgeleitetes Kopfmodell mit 2,5 mm räumlicher Auflösung und 7 unterschiedlichen Geweben. Als wesentliche Ergebnisse ihrer Arbeit berichten die Autoren, dass die maximal im Kopf auftretende SAR mit größer werdender Distanz d zum Kopf gemäß ca. $d^{-2/3}$ abnimmt, und dass sie bei konstantem Abstand mit größer werdender Antennenlänge (zwischen $\lambda/4$ und $\lambda/2$) abnimmt. Weiters zeigten sich in Kopfmodellen mit realistisch modellierter Ohrmuschel geringere SAR Werte im Kopfinnenen im Vergleich zu Kopfmodellen ohne Ohrmuschel bei sonst gleichen Bedingungen.

Iskander et al. [27] veröffentlichten 2000 Ergebnisse zur Frage in wie weit die Vernachlässigung des Körpers bei numerischen Berechnungen der Absorption im Kopf einen Einfluss auf das Berechnungsergebnis hat. Es zeigte sich, dass bei vertikaler Antennenorientierung und sehr geringer Distanz zwischen Kopf und Strahlungsquelle

(< 5 mm) kein praktisch relevanter Unterschied besteht, sodass in diesen Fällen die isolierte Betrachtung des Kopfes gerechtfertigt ist. Die größten Abweichungen (53%) wurden im Falle einer Monopolantenne in 4 cm Abstand vom Kopf gefunden. Weiters erwies sich der Einfluss des Körpers bei 900 MHz als größer als bei 1900 MHz.

Zur Frage, wie bei Zulassungsprüfungen von Mobiltelefonen auf Basis von Messungen in vereinfachten, homogenen Nachbildungen des Kopfes die relativ komplizierte Struktur der menschlichen Ohrmuschel modelliert werden soll, veröffentlichten Burkhardt und Kuster 2000 [28] eine Arbeit. Sie untersuchten mittels FDTD-Berechnungen ein im Ohrbereich hoch aufgelöstes anatomisches Kopfmodell (1 mm anatomische Auflösung, 0,5 mm Auflösung des FDTD-Gitters) für unterschiedliche Expositionsbedingungen bei Benützung von Mobiltelefonen bei 900 MHz und 1800 MHz. Von Interesse war dabei die Abhängigkeit der im Kopf maximal auftretenden SAR bei unterschiedlicher Modellierung der Ohrmuschel (flachgedrückt am Kopf oder ersetzt durch einen verlustlosen Abstandshalter). Nach einer umfangreichen Analyse der Berechnungsergebnisse kommen die Autoren zum Schluss, dass für Zulassungsprüfungen von Mobiltelefonen die Ohrmuschel durch einen verlustlosen Abstandshalter von maximal 3-4 mm Dicke ausreichend nachgebildet werden kann, ohne dass die maximale SAR im Kopf (nicht in der Ohrmuschel selbst) signifikant unterschätzt wird.

Demgegenüber berichten Gandhi und Kang 2002 [29] in einer umfangreichen Arbeit, dass die bloße Nachbildung des Ohres durch einen verlustlosen Abstandshalter zu signifikanten Unterschätzungen der SAR im Kopf führen kann. Für ihre Analyse verwendeten sie zwei unterschiedliche Kopfmodelle Erwachsener mit einer räumlichen Auflösung von ca. 2 mm und 13 unterschiedlichen Gewebetypen. Weiters wird von einer höheren maximalen, über 1 g Gewebe gemittelten SAR in kleineren Kopfmodellen berichtet (vgl. dazu [23] und [24]). Höhere Werte der dielektrischen Gewebeparameter führten zu höheren SAR-Werten im Kopf.

Die im Raum stehende Frage ob die Köpfe von Kindern möglicherweise mehr HF-Strahlung von Mobiltelefonen absorbieren als Erwachsene, wurde neuerlich von Anderson 2003 [30] auf Basis von MMP (Multiple Multipole)-Berechnungen mit vereinfachten konzentrischen Dreischicht-Kugel-Kopfmodellen (Skalp, Knochen, Hirngewebe) beleuchtet. Berücksichtigt wurden unterschiedliche Kopfgrößen (Modelldurchmesser), unterschiedliche Dicken von Skalp- und Knochenschicht, sowie unterschiedliche Distanzen zwischen Kopfmodell und Strahlungsquelle (0.4λ -Dipol) aufgrund unterschiedlich angenommener Dicken der Ohrmuschel. Die Berechnungen für Kopfmodelle entsprechend eines 4-, 8-, 12- und 16 Jährigen führten auf maximale, über 10g gemittelte SAR-Werte die jeweils einen Faktor 1,31, 1,23, 1,15 und 1,07 über jenen für das Modell eines durchschnittlichen Erwachsenen lagen. Mit der Begründung, dass dies nur sehr geringfügige Erhöhungen sind und die daraus resultierenden Gewebs-Temperaturerhöhungen weit unter den maximal zulässigen Werten erwartet werden können, sieht der Autor seine Ergebnisse nicht als Rechtfertigung einer Sonderstellung von Kindern bezüglich der Benützung von Mobiltelefonen.

Dimbylow et al. 2003 [31] untersuchten die SAR im Kopf bei Verwendung eines TETRA-Funkgerätes im 300-400 MHz Band. Die FDTD-Berechnungen wurden auf Basis eines anatomischen Kopfmodells (räumliche Auflösung 2 mm, 9 unterschiedliche Gewebe) durchgeführt, wobei unterschiedliche Haltungen des Funkgerätes vor dem Gesicht und neben dem Kopf und unterschiedliche Antennenformen untersucht wurden. In den betrachteten Expositionssituationen zeigte sich, dass durch ein TETRA-Gerät mit 3 W Spitzenleistung unter den getroffenen Annahmen die lokalen ICNIRP-SAR-Grenzwerte für Allgemeinbevölkerung überschritten werden können.

Nach der Einführung von drahtgebundenen Freisprecheinrichtungen für Mobiltelefone herrschte aufgrund eines in Großbritannien veröffentlichten Zeitungsartikels bei einigen Stellen Verunsicherung, ob diese Accessoires die lokale SAR im Kopf aufgrund von

möglicherweise auf dem Verbindungskabel bestehenden HF-Stehwellen eventuell erhöhen könnten. Zu diesem Thema publizierten Bit-Babik et al. 2003 eine ausführliche Arbeit [32] auf sowohl experimenteller als auch numerischer Basis. In dieser Arbeit konnte gezeigt werden, dass es bei richtiger Nachstellung der Situation, d.h. nicht nur alleiniger Nachbildung des Kopfes, sondern auch des Oberkörpers, sehr wohl zu der beabsichtigten Verringerung der SAR im Kopf bei Verwendung solcher Accessoires kommt. Die im genannten Zeitungsartikel wiedergegebenen, offensichtlich falschen Messergebnisse führen die Autoren auf die Tatsache der Anwendung unzulänglicher Messtechnik und der alleinigen Betrachtung des Kopfes zurück. Das üblicherweise am Oberkörper entlang geführte Verbindungskabel zwischen Kopfhörer und Mobiltelefon verlangt in diesem Fall aus physikalischen Gründen die Miteinbeziehung des Oberkörpers.

Neben den oben beschriebenen Arbeiten existiert eine Reihe weiterer Publikationen, die sich nicht nur mit der SAR-Verteilung im Kopf beschäftigen, sondern auch die damit verbundene Temperaturverteilung in verschiedenen Organen bzw. Kopfbereichen behandeln. Auf diese Arbeiten wird in Kapitel 2.6.3 eingegangen.

2.4.2 Ganzkörperexposition unter Fernfeldbedingungen

Dimbylow veröffentlichte 1997 [33] FDTD-Berechnungen der Ganzkörper-SAR in einem anatomischen Körpermodell (räumliche Auflösung 2 mm, 37 unterschiedliche Gewebe) im Frequenzbereich von 1 MHz bis 1 GHz unter Fernfeld-Bedingungen (elektrischer Feldvektor parallel zur Körperlängsachse). Neben dem Originalkörpermodell wurden auch die Verhältnisse für maßstäblich verkleinerte Modelle entsprechend eines 1-, 5-, und 10-jährigen Kindes untersucht. Es zeigten sich dabei deutlich, von der Körpergröße abhängige, ausgeprägte Resonanzen (Maxima der Ganzkörper-SAR) im Frequenzbereich zwischen 30 MHz und 100 MHz, wie sie auch in [13] schon beschrieben wurden. Eine leitende Verbindung der Körpermodelle mit einer (leitenden) Grundfläche zeigte im Vergleich mit einer elektrisch isolierten Betrachtung des Körpers nur bei niedrigen Frequenzen (unter 100 MHz) relevante Unterschiede in der Ganzkörper-SAR. Bei einer elektrischen Feldstärke der einfallenden Welle von 1 V/m führten die Berechnungen im Frequenzbereich über 400 MHz auf SAR-Werte (gemittelt über den ganzen Körper) von 0,015 bis 0,03 W/kg.

Mit einem feiner aufgelösten Körpermodell veröffentlichte derselbe Autor 2002 [34] eine Erweiterung von [33] auf den Frequenzbereich bis 3 GHz. Die dargestellten Berechnungsergebnisse im Frequenzbereich über 1 GHz deuten darauf hin, dass die abgeleiteten Grenzwerte nach ICNIRP (und daher auch nach der EU-Ratsempfehlung) vor allem im Hinblick auf die Exposition von Kindern (bzw. kleinen Menschen) zu wenig restriktiv sind (im Frequenzbereich zwischen 1 GHz und 3 GHz).

In Fortsetzung der in [33] beschriebenen Arbeit publizierten Tinniswood et al. 1998 [35] eine Untersuchung über die Strahlungsabsorption im Kopf und im Nacken bei Fernfeldexposition von Ganzkörpermodellen bei Frequenzen zwischen 10 MHz und 300 MHz (Bereich der auftretenden Resonanzen, siehe oben). Die Ergebnisse zeigten, bei sehr tiefen Frequenzen (unter 100 MHz) ausgeprägte SAR-Maxima nur im Bereich der Knie- und Fußgelenke. Im Frequenzbereich um 200 MHz kommt es hingegen zu einem zusätzlichen starken Absorptionsmaximum im Nackenbereich.

Mit der Ganzkörperexposition wie sie im Bereich von 900 MHz Mobilfunk-Basisstationen erwartet werden muss, haben sich Bernardi et al. 2000 [36] befasst. Sie benutzten dazu eine hybride Rechenmethode basierend auf *Ray Tracing* und FDTD. Drei unterschiedliche, für reale Expositionen repräsentative Szenarien wurden betrachtet und die in einzelnen Organen auftretende SAR bzw. die Ganzkörper-SAR wurden berechnet. Die am Ort des Körpermodells auftretende mittlere elektrische Feldstärke wurde mit 1,1 V/m bis 5,5 V/m angegeben. Der dabei auftretende über 1 g gemittelte Maximalwert der SAR in den Augen betrug 3,44 mW/kg, der maximale Ganzkörper-SAR-Wert betrug 0,13 mW/kg.

In einer experimentellen Arbeit exponierten Adair et al. 2001 [37] freiwillige Probanden mit Strahlungsleistungsdichten bis zu 700 W/m^2 für 45 Minuten bei 2,45 GHz, was deutlich über allen heute gültigen abgeleiteten Grenzwerten liegt (z.B. EU-Ratsempfehlung 1999: 10 W/m^2). Ähnlich wie auch in einer früheren Arbeit [38] mit 450 MHz konnten wesentliche akute Veränderungen dabei nur in der Haut (Hauttemperatur, Hautdurchblutung) festgestellt werden. Für die Körper-Kerntemperatur repräsentative Parameter zeigten keine signifikante Veränderungen durch die Exposition. In einer weiteren Arbeit [39] derselben Gruppe wurden freiwillige Probanden mit bis zu 80 W/m^2 im Ganzkörper-Resonanzbereich bei 100 MHz exponiert (zum Vergleich: der entsprechende Grenzwert nach EU-Ratsempfehlung liegt bei 2 W/m^2). Im Gegensatz zu den vorher genannten Arbeiten konnten in diesem Fall, mit Ausnahme des Bereiches der Fußgelenke, keine nennenswerten Veränderung in der Haut festgestellt werden. Aus der Tatsache, dass trotz der hohen Exposition keine nennenswerten Erhöhungen der Körper-Kerntemperatur feststellbar waren, schließen die Autoren, dass auch im tiefen Körperinneren (also nicht nur in der Haut) Temperaturrezeptoren existieren, die eine effiziente Antwort der Thermoregulation auf die Gewebstemperaturerhöhung zufolge der Strahlungsabsorption auslösen.

Cooper et al. 2002 [40] ermittelten Sicherheitsabstände zu einer typischen GSM900 Basisstation (935 MHz, 40 W). Als Grundlage für die Beurteilung wurden die Basisgrenzwerte (SAR) nach IEEE C95.1 (Ausgabe 1999) und ICNIRP verwendet. Die Berechnungen erfolgten mittels eines auf der Methode der Finiten Integrale beruhenden Softwarepaketes. Die Rechenmethode wurde zunächst mittels eines homogenen Körpermodells durch Vergleich von SAR-Messung und Berechnung evaluiert. Die eigentlichen Berechnungen wurden mit einem komplexen heterogenen Körpermodell (26 unterschiedliche Gewebe) durchgeführt. Die berechneten Sicherheitsabstände für Allgemeinbevölkerung (ICNIRP: $\text{SAR}_{\text{max}} = 2 \text{ W/kg}$ über 10 g gemittelt) bzw. unkontrollierte Umgebung (IEEE, Ausgabe 1999: $\text{SAR}_{\text{max}} = 1,6 \text{ W/kg}$ über 1 g gemittelt) betragen für die betrachtete Basisstationsantenne 75 cm bzw. 95 cm.

Bernardi et al. 2003 [41] präsentierten Ergebnisse von FDTD-Berechnungen der SAR und des Temperaturanstieges im Körper bei Fernfeldexposition im Frequenzbereich zwischen 10 MHz und 900 MHz. Für die Untersuchungen wurde ein Ganzkörpermodell in $5 \text{ mm} \times 5 \text{ mm} \times 5 \text{ mm}$ räumlicher Auflösung und 34 unterschiedlichen Geweben verwendet. Als einfallende Strahlungsleistungsdichte wurde jeweils der entsprechende Grenzwert nach ICNIRP definiert. Die Ergebnisse zeigten, dass die maximal auftretende Ganzkörper-SAR im Mobilfunkfrequenzbereich (300 MHz-900 MHz) bis zu ca. $0,027 \text{ W/kg}$ beträgt (Grenzwert nach ICNIRP $0,08 \text{ W/kg}$). Die Maximalwerte der lokalen SAR, gemittelt über 1 g bzw. 10 g Gewebe liegen dabei bis zu um einen Faktor 57 bzw. 24 höher. Die höchsten lokalen SAR Werte (bei 1g-Mittelung) traten etwa in Bauchhöhe auf (ca. 101 cm über dem Boden). Vergleicht man die maximal gefundenen lokalen SAR-Werte mit den Basisgrenzwerten nach ICNIRP (2 W/kg über 10 g gemittelt), so wird deutlich, dass in diesem Fall ein Sicherheitsfaktor von ca. 3 gegeben ist.

2.5 Thermische Auswirkungen der HF-Absorption unter Berücksichtigung thermophysiologicaler Parameter

2.5.1 Grundlagen der Thermophysiologie

2.5.1.1 Thermoregulation

Allgemeines

Die aktuelle Ausgabe von „Glossary Of Terms For Thermal Physiology“ [42] beschreibt die Thermoregulation als ein komplexes System, bei dem physikalische und chemische Prozesse sowie Verhaltensprozesse involviert sind, welche die Körpertemperatur trotz variabler interner und externer Wärmebelastung in einem engen Bereich konstant halten. Die genannten Wärmebelastungen entstehen für den Menschen durch Veränderung der äußeren Einflüsse (z.B. Umgebungstemperatur, Luftströmung, Kleidung und andere Umwelteinflüsse), oder durch Änderungen der Wärmeproduktion im menschlichen Körper (z.B. erhöhte Stoffwechselaktivität oder Bewegung). Der übliche Weg der thermischen Interaktion von Umwelteinflüssen mit dem menschlichen Körper erfolgt durch die Variation der Hauttemperatur. Die Bestrahlung mit nicht-ionisierender Strahlung ist ein Fall, wo thermische Belastungen direkt in tiefere Regionen oder auf die Oberfläche von lebendem Gewebe induziert werden können.

Thermoregulation funktioniert entweder verhaltensgesteuert oder autonom. Mit verhaltensgesteuert werden alle zur Beeinflussung der Wärmebalance bewusst ausgeführten Aktionen verstanden (z.B. Pullover anziehen, in die Sonne gehen). Autonome Wärmeregulation beinhaltet alle nicht-bewussten (physiologischen) Mechanismen, welche mit dem gleichen Ziel ausgelöst werden (z.B. zittern, schwitzen, Aktivität der Gefäßnerven). Beim endothermen Lebewesen Mensch erfolgt die Thermoregulation hauptsächlich autonom, obwohl verhaltensgesteuerte Mechanismen möglicherweise effizienter sein können (z.B. Bewegung, Kleidung anziehen, wärmeren Bereich aufsuchen).

Ein weiteres Merkmal von endothermen Lebewesen ist die Notwendigkeit einer nahezu konstanten Temperatur für optimale physiologische Funktionen der inneren Organe. Diese Temperatur (Kerntemperatur) beträgt beim Menschen ca. 37°C. Dennoch kann diese Normaltemperatur durch verschiedene Faktoren beeinflusst werden, wie z.B. Tagesrhythmus [43], Alter [43], Geschlecht [44], Nahrungsaufnahme [45], körperliche Bewegung und Körperhaltung [46].

Metabolische Wärmeproduktion

Wärmeerzeugung findet im Organismus kontinuierlich als Beiprodukt der Prozesse auf Zellebene, welche für ungefähr 60 – 75% des gesamten Energieaufwandes zuständig sind, statt [43]. Eine Abschätzung der produzierten Wärme in verschiedenen Regionen des Körpers in Ruhe gemäß [47] zeigt die folgenden Werte: Haut und Muskel 18%, Gehirn 16%, innere Organe (Lunge, Herz, Niere, Leber, etc.) 56%. Die Angabe der Wärmeerzeugung im Gehirn ist manifestiert durch die Tatsache, dass es ungefähr 20% des eingeatmeten Sauerstoffes zur Energieerzeugung aus Glukose verbraucht, obwohl es nur 2% der Körpermasse umfasst [48]. Die erzeugte Wärme wird durch die Zirkulation des Blutes im gesamten Körper verteilt und über die Haut an die Umgebung abgegeben. Im Falle einer kalten Umgebung, wenn die vorhandene Wärme nicht ausreicht um eine konstante Temperatur im Körper zu halten, oder den notwendigen Wärmespeicher zu erhöhen (z.B. bei Fieber), müssen andere Mechanismen aktiviert werden um den Wärmehaushalt im physiologischen Bereich zu halten. Diese Mechanismen können sein:

- 1) bewusste physische Aktivität
- 2) unbewusste physische Aktivität (Zittern)

- 3) humorale (hormongesteuerte) Wärmeerzeugung, z.B. durch Wärmeproduktion aufgrund von metabolischer Energieumwandlung ohne Muskelkontraktion)

Zittern wird beispielsweise hauptsächlich auf Basis der Kerntemperatur ausgelöst und weniger aufgrund der Hauttemperatur [49], und kann die Ruhe-Wärmeproduktion verfünffachen. Der erreichbare Effekt der humoralen Wärmeerzeugung ist dagegen etwas geringer, obwohl die Aktivität der Schilddrüse den Zellstoffwechsel in etwa verdoppeln kann [50]. Der Stoffwechsel- Ruheumsatz (Wärmeproduktion eines Menschen in völliger Ruhe in thermoneutraler Umgebung bei ca. 20-27°C, mindestens 12 Stunden nach der letzten Nahrungsaufnahme) beträgt 250 ml/min Sauerstoff, entsprechend einer Wärmeleistung von ca. 84 W (oder ca. 0.6 W/kg) [51]. Für einen sitzenden Erwachsenen steigen diese Werte auf ca. 160 W/m² bzw. 1.3 W/kg.

Begrenzung von Wärmeverlusten

Neben pro-aktiver Wärmeproduktion wird auch gezielt die Begrenzung des Wärmeverlustes eingesetzt um eine konstante Kerntemperatur zu halten. Verhaltensgesteuerte Prozesse (z.B. durch Anziehen zusätzlicher Kleidung) werden bei Änderung der Hauttemperatur infolge von gesunkener Kerntemperatur ausgelöst. Periphere Gefäßverengung ist einer der wichtigsten Mechanismen für die Wärmespeicherung und hauptsächlich von der Kerntemperatur abhängig [49]. Der sympathische Teil des autonomen Nervensystems spielt dabei eine zentrale Rolle.

Wärmeabgabe

Ist ein Mensch hohen Umgebungstemperaturen ausgesetzt, oder betreibt er intensive physische Aktivitäten, müssen größere Wärmemengen effizient vom Körper an die Umwelt abgegeben werden. Generell gibt es vier Mechanismen zur Wärmeabfuhr aus dem Körper:

- a. Abstrahlung, d.h. Emission von Wärme in Form elektromagnetischer Wellen im Infrarotbereich (Wärmestrahlung).
- b. Wärmeleitung, d.h. Diffusion thermischer Energie durch direkten Kontakt mit anderen Objekten (z.B. umgebende, ruhende Luft).
- c. Konvektion, d.h. Abfuhr von Wärme durch die Umströmung mit Wärmetransportmedien. Beim Menschen spielt die Konvektion nicht nur im inneren des Körpers in Form der Blutzirkulation eine sehr wichtige Rolle, sondern auch äußerlich durch Kühlung aufgrund von Luftzirkulation (Wind).
- d. Verdampfung von Wasser (Schweiß) aufgrund der Hauttemperatur. Durch diesen Prozess wird Wärme von der Körperoberfläche abgeleitet. Ebenso erfolgt durch das Ausatmen Wärmeabgabe vom Körperinneren an die Umgebung.

Autonome Thermoregulation

Verhaltensgesteuerte und autonome Prozesse können den Transfer von Wärme aus dem Körper in die Umgebung fördern. Beispiele für verhaltensgesteuerte Prozesse sind das Reduzieren der physischen Aktivität und das Verweilen an kühlen, schattigen und windigen Plätzen. Der periphere Blutstrom ist einer der Hauptwege um die Wärmeabfuhr zu steigern. Passives Erwärmen (z.B. durch das Verweilen in höheren Temperaturen) führt zur Reduktion des Blutstroms zur Peripherie, sodass das Blut keine großen Mengen an Wärme ins Körperzentrum transportiert. Hingegen bedeutet aktives Wärmen (z.B. physische Aktivität) die Erhöhung des Blutstromes in die Peripherie um im Körper produzierte Wärme nach außen zu transportieren.

Steigende Kern- und Hauttemperatur fördert in der Haut das Erweitern der Gefäße und steigert den Blutfluss in der Haut, was in weiterer Folge die Wärmeabgabe auf drei verschiedene Arten forciert:

1. Wärme wird durch Konvektion von den inneren Organen und den arbeitenden Muskeln zur Haut transportiert. Beispielsweise wird die im Gehirn erzeugte metabolische Wärme durch die Blutzirkulation abgeführt, da das Blut in den Arterien eine um ca. 0,2-0,5°C niedrigere Temperatur hat als das Gehirn [52].
2. Die erhöhte Hauttemperatur erhöht gleichzeitig auch die Wärmeabgabe durch Konvektion und Strahlung an die (kühlere) Umgebung.
3. Der Dampfdruck-Gradient zwischen Haut und Luft erhöht sich und fördert die Verdunstung von Schweiß an der Hautoberfläche.

In einer thermoneutralen Umgebung beträgt der Blutfluss in der Haut zwischen 2 und 6 ml Blut pro Minute und pro 100ml Haut. Ist eine Steigerung der Wärmeabfuhr notwendig, erhöht sich die Durchblutung der Haut und bewirkt einen bis zu achtfachen Wärmetransport vom Kern zur Haut [53]. Bei lokaler Erwärmung der Haut tritt die maximale Durchblutung bei 42°C auf [54].

Neben den autonomen Thermoregulationsmechanismen beeinflussen auch die Ionenkonzentration und biochemisch wirksame Stoffe wie Bradykinin, Histamine und Prostaglandin die Gefäßerweiterung. Solche Substanzen spielen beispielsweise bei Gewebszerstörung (Verletzungen) und Entzündungsprozessen eine wichtige Rolle [53].

Im Gegensatz zu Tieren ist beim Menschen der Hauptmechanismus der Wärmeabfuhr bei physischer Aktivität und in warmer Umgebung Verdunstung durch die Haut (Schwitzen), und nicht die Atmung (z.B. Hecheln bei Hunden). Schwitzen wird hauptsächlich durch die Kerntemperatur bestimmt [49]. In sehr warmer Umgebung kann die Schweißabsonderung beim Menschen bis zu 2 l/h betragen, was dem zehnfachen Wert des Basiswertes entspricht [53]. Der Grad des Schwitzens hängt weiters von der körperlichen Verfassung (Fitness), der Flüssigkeitszufuhr und der Wärmeanpassungsfähigkeit ab, wobei die Verdunstungsrate des Schweißes zusätzlich von der Umgebungstemperatur und vom Dampfdruck (Luftfeuchtigkeit) abhängt.

2.5.1.2 Thermorezeption

Thermorezeption ist die Erkennung von Abweichungen der Kern- und Hauttemperatur vom tolerierbaren Bereich. Der physiologisch tolerierbare Bereich hängt dabei vom Tagesrhythmus und dem momentanen Zeitpunkt ab. Diese Abweichungen müssen dem zugehörigen Kontrollzentrum gemeldet werden, sodass thermoregulierende Maßnahmen aktiviert werden können. Thermorezeption kann, muss aber nicht mit dem subjektiven Empfinden von Wärme, Kälte oder thermischen Komfort einhergehen.

Temperatursensitive Strukturen sind in der Haut, tief im Körper und im zentralen Nervensystem (CNS) vorhanden. Die thermosensitiven Strukturen in der Haut sind für das Empfinden von Wärme und Kälte zuständig. Die Thermoregulation wird hingegen hauptsächlich von Thermorezeptoren tief im Körper initiiert. Zusätzlich scheinen im Gehirn thermosensitive Neuronen zu existieren, die weniger mit der Thermoregulation zu tun haben, sondern vielmehr für die Kopplung von Wachsamkeit und Aufmerksamkeit an die tageszeitlichen Variationen der Körper-Kerntemperatur und der Hauttemperatur verantwortlich sind [55].

Thermorezeption in der Haut

Die Thermorezeptoren der Haut sind Nervenenden von Neuronen, die sich in den Spinalganglien befinden. Der Wert der Temperatur im Bereich des Rezeptors bzw. die Temperaturänderung bestimmen die Frequenz der vom Rezeptor abgegebenen Aktionspotenziale (Feuerrate). Thermorezeptoren sind dabei gleichzeitig auch sensibel bezüglich Feuchtigkeit (z.B. kann Kälte unter Umständen als feuchte Haut empfunden werden). Es gibt unterschiedliche Kälte- und Wärmerezeptoren. Die Kälterezeptoren sind in

einer Tiefe von ca. 0,16 mm unter der Hautoberfläche und erhöhen die Feuerrate für niedrige oder sinkende Temperaturen. Wärmerezeptoren hingegen sind tiefer in der Haut platziert, ungefähr 0,45 mm unter der Hautoberfläche, und erhöhen ihre Feuerrate für hohe oder steigende Temperatur. Die Anzahl der Kälterezeptoren liegt ca. um einen Faktor 3-10 höher als die Anzahl der Wärmerezeptoren [53].

Die thermische Stimulation verschiedener Hautbereiche führt im Gehirn zu einer Summation der hervorgerufenen Rezeptor-Signale, abhängig von den Ursprungsbereichen der Signale.

Es hat sich gezeigt, dass im Gehirn ein Abbild der Thermorezeptoren der Haut existiert, z.B. kann das thermische Empfinden an bestimmten Stellen der Haut durch Stimulation von korrespondierenden Stellen im Gehirn hervorgerufen werden [56]. Allerdings ist die räumliche Ausdehnung dieser Gehirnareale nicht proportional der Größe des entsprechenden Hautareals. Thermische Stimulation eines kleinen Bereichs im Gesicht oder den Extremitäten resultiert in einer Aktivierung von zehnmal mehr thalamischen Neuronen verglichen mit dem Fall der Stimulierung einer gleich großen Oberfläche am Rumpf [57].

Die Rolle des Zentralnervensystem bei der Thermorezeption

In Tierstudien wurde gezeigt, dass Thermorezeptoren nicht nur in der Haut existieren, sondern auch tiefer im Körper. Die Anatomie und die Physiologie der Thermorezeptoren sind jedoch noch nicht vollständig untersucht und auch noch nicht vollständig verstanden. Die Existenz thermosensitiver Neuronen im gesamten Nervensystem gilt aber als gesichert [55]. Thermosensitive Neuronen sind charakterisiert durch den Anstieg ihrer Aktivität (Feuerrate), welche von der lokalen und/oder der Hauttemperatur abhängig ist. Es ist bekannt, dass die meisten biochemischen Reaktionen durch Erhöhung der Temperatur beschleunigt werden, der Term „thermosensitiv“ wird jedoch nur für Neuronen verwendet, die ihre biochemische Aktivität im physiologischen Temperaturbereich mehr als verdoppeln können [58]. Thermosensitive Neuronen wurden im Raphe-Zellkernen und im Locus Coeruleus des Mittelhirns in netzförmiger Formation gefunden; weiters im hinteren Hypothalamus des präoptischen Bereichs und vorderen Hypothalamus; im horizontalen Abschnitt des Diagonalbandes der Broca, in Teilen der Hirnrinde (inklusive somatosensorische Hirnrinde). Arterien beachtlicher Größe verlaufen in unmittelbarer Nähe dieser Neuronen, sodass die Bluttemperatur und die Gehirntemperatur stark aneinander gekoppelt sind [43]. Wie bereits erwähnt ist in der Haut die Anzahl der Kälterezeptoren viel höher als die Anzahl der Wärmerezeptoren. Dies lässt den Schluss auf einen Schutz gegen Kälte zu. Im Gehirn hingegen ist die Anzahl der kältesensitiven Neuronen wesentlich kleiner als die Anzahl der wärmesensitiven Neuronen, was auf einen vornehmlichen Schutz gegen Überhitzung schließen lässt [55].

Steuerung der Thermoregulation

Nach heutigem Kenntnisstand befindet sich das Hauptkontrollzentrum der Thermoregulation im Hypothalamus. Zentrale und periphere Eingangsgrößen werden hier integriert um das System der Thermoregulation zu koordinieren. Obwohl der prä-optische Bereich und der vordere Bereich des Hypothalamus die höchste Ebene der thermorezeptiven und thermoregulativen Integration ist, ist evident, dass eine hierarchische Steuerung der Thermoregulation auf verschiedenen Ebenen des Nervensystems existiert. Andere Bereiche des Nervensystems können ebenso thermoregulierende Reflexe induzieren. Wichtige Strukturen für Thermoregulationskontrolle inkludieren folgende nach Bedeutung gereihte Bereiche: die peripheren Sympathikus-Nervenbahnen, das Rückenmark, Teile der retikulären Formation des Hirnstamms, den vorderen und hinteren prä-optischen Kern des Hypothalamus, den Kortex des ventrobasalen und intralaminaren Thalamus und den somatosensorischen Kortex. Die Tatsache, dass bei Erwärmen einer Hand oder eines Fußes auch eine Gefäßerweiterung in der anderen Hand oder des anderen Fußes erfolgt, wird beispielsweise einem Reflex im Rückenmark zugeschrieben, der durch höhere Zentren gesteuert wird [43].

2.6 Vorliegende wissenschaftliche Arbeiten über thermische Auswirkungen von HF-Absorption

2.6.1 Experimentelle Arbeiten

2.6.1.1 Allgemeines

Ein umfassender Überblick thermophysiologischer Auswirkungen von HF-Bestrahlung wurde kürzlich von Adair und Black veröffentlicht [51], wobei die Autoren dabei hauptsächlich die autonomen Mechanismen der Thermoregulation betrachten. Verhaltensgesteuerte Prozesse der Thermoregulation sind in einem Überblicksartikel von D'Andrea et al. in einer weiteren Publikation in der gleichen Ausgabe von *Bioelectromagnetics* zusammengefasst [59]. Beide Artikel sind hauptsächlich auf die Ganzkörperexposition von Tieren oder freiwilligen Probanden ausgerichtet, beschäftigen sich teilweise aber auch mit der Exposition von Teilkörperbereichen sowie der Haut. Im Folgenden werden die wesentlichsten Aspekte dieser beiden Artikel zusammengefasst. Arbeiten zum Thema der HF-Exposition durch Mobiltelefone werden im Kapitel 2.6.3 behandelt.

2.6.1.2 Autonome Mechanismen

Passive Erwärmung des menschlichen Körpers durch elektromagnetische Strahlung ist hinsichtlich der Thermoregulation innerhalb eines speziellen Gewebes gleichbedeutend wie die Wärmeerzeugung durch jede andere Quelle. Obwohl Elder und Cahill [60] argumentieren, dass HF Energie hinsichtlich der Gewebserwärmung etwas Spezielles ist, haben Nielsen und Nielsen [61] gezeigt, dass Diathermie des Rumpfes und aktive Bewegung (Hometrainer) die gleiche Art von thermischer Beeinflussung des ganzen Körpers erzeugen. Die Verteilung der Wärme in individuellen Gewebetypen mag aber in den beiden Fällen unterschiedlich sein. Weiters deuteten Adair et al. [62] an, dass Tiere nach Injektion von Pyrogenen in den Hypothalamus möglicherweise HF-Energie nutzen, um Fieber zu erzeugen.

Adair und Black [51] stellten fest, dass Menschen im Vergleich zu allen anderen Säugern besser ausgerüstet sind, um der Erwärmung durch endogenen und exogenen Wärmequellen (inklusive Erwärmung durch HF) zu widerstehen. Sie weisen ebenso darauf hin, dass gesunde, junge Menschen körperliche Anstrengung und Arbeit entsprechend dem 15-fachen Grundumsatz sogar bei relativ hohen Umgebungstemperaturen bewältigen können. Im Hinblick auf die HF-Exposition haben kürzlich durchgeführte Studien gezeigt, dass autonome Mechanismen schnell mobilisiert werden können um Wärme tief im inneren des Körpers abzubauen und die Kerntemperatur konstant zu halten. Dies gilt gemäß Adair et al. [63] ebenso für Ganzkörperresonanz (100MHz) bei der die Felder besonders effizient in den Körper einkoppeln und für Leistungsflussdichten die um das achtfache höher sind als die Grenzwerte nach IEEE C95 (Ausgabe 1999).

Daten betreffend Teilkörperabsorption sind hauptsächlich aus der medizinischen Literatur zur Kernspintomografie (NMR) bekannt. In einer Studie über die Effekte von NMR an der zentralen hypothalamischen Thermoregulierung verwendete Shellock et al. [64] ein 1,5 T / 64 MHz NMR Gerät zur Darstellung des Kopfes bzw. des Gehirns. Die mittleren Werte der SAR im Kopf reichten von 0,83 W/kg bis 1,2 W/kg, wobei eine geringfügige Erhöhung der Körpertemperatur festgestellt wurde (0,2°C). Die Temperaturerhöhung am Ohr und an der Stirn betragen 2°C und 0,8°C. Die Durchblutung der Haut des Ohres erhöhte sich ebenfalls in einem statistisch signifikanten Ausmaß (durchschnittliche Änderung 36%). Die Daten zeigten, dass zufolge von NMR-Anwendung am Kopf überwiegend eine Erwärmung der Oberfläche, welche eine lokal stimulierte Gefäßerweiterung nach sich zog, entstand. In einer anderen Untersuchung wurde von Shellock und Crues [65] der Temperaturanstieg in der Hornhaut für Spitzenwerte der SAR im Bereich von 2.54 W/kg bis 3.05 W/kg gemessen. Sie

fanden einen statistisch signifikanten ($P < 0.001$) Temperaturanstieg von 0.5°C , welcher, laut den Autoren, keine thermische Gefahr für okulares Gewebe darstellt.

2.6.1.3 Effekte auf das Verhalten

Experimente mit Affen [66] zeigten, dass ein Temperaturanstieg von $0.2\text{-}0.3^{\circ}\text{C}$ im prä-optischen Bereich und im vorderen Hypothalamus durch Befeldung mit $2,45\text{ GHz}$ und einer Leistungsdichte von mehr als 80 W/m^2 , thermoregulierendes Verhalten in Form des Aufsuchens von Bereichen mit niedriger Umgebungstemperatur provoziert werden kann. Bevor man dies feststellte, hatte sich gezeigt [67], dass ein Temperaturanstieg des gleichen Ausmaßes, hervorgerufen durch eine implantierte Thermode im Gehirn in einen autonomen oder verhaltensgesteuerten Thermoregulationsprozess resultieren kann.

D'Andrea et al. stellten weiters fest [59], dass thermoregulierendes Verhalten normalerweise durch Stimulation von Thermosensoren in der Haut ausgelöst wird. Wegen der größeren Eindringtiefe von HF Energie im Resonanzbereich, kann es aufgrund von ineffektiver Stimulation dieser Thermosensoren zu längeren Verzögerungen der Thermorezeption kommen und folglich zu abnormalen Verhaltensmustern. In Abwesenheit von effizienter peripherer Wärmeabgabe kann die zusätzliche, tief im Körper erzeugte Wärme schnell zur Überlastung der Wärmetransport-Kapazitäten des Kreislaufs führen, was zu einer Verschiebung der Basistemperatur führen kann [68]. Diese Situation ist identisch mit körperlicher Anstrengung.

Betreffend Teilkörperbestrahlung kommen D'Andrea et al. [59] zum Schluss, dass für das Ergreifen von nicht-autonomen Reaktionen (bewusste Verhaltensmaßnahmen) zur Temperaturstabilisierung das Integral der Energieabsorption des gesamten Körpers ausschlaggebend ist und nicht die Energieabsorption in einzelnen Körperteilen.

2.6.2 Modellierung thermischer Prozesse

2.6.2.1 Allgemeines

Einen aufschlussreichen Überblick über numerische Modelle zur Bestimmung der thermischer Belastung des Menschen aufgrund von Exposition durch elektromagnetische Felder verfasste Spiegel [69], woraus die meisten der folgenden Informationen stammen. Die meisten der darin enthaltenen Modelle wurden zwar in den letzten Jahren modifiziert, die Grundprinzipien sind jedoch noch heute gültig und einige davon haben noch immer ein hohes Potential an Vorhersagekraft.

Einer der ersten Versuche den menschlichen Körper als thermisches Modell darzustellen stammte von Pennes [70], der ein zylindrisches Modell einer menschlichen Extremität entwickelte. Dieses Modell wurde zuerst entwickelt um einen menschlichen Vorderarm zu simulieren, wurde aber später verallgemeinert um jeder Extremität zu entsprechen. Es beinhaltet:

- 1) radiale Wärmeleitung
- 2) metabolische Wärmeproduktion
- 3) Konvektion durch bzw. ins Blut
- 4) Wärmeaustausch mit der Umwelt durch Konvektion, Strahlung und Verdunstung.

2.6.2.2 Ganzkörpermodelle

Machle und Hatch [71] entwickelten, beziehungsweise auf Spiegel [69], ein Konzept eines Kern-und-Hülle-Modells durch Vergleich von gemessenen Werten der Rektal- und

Hauttemperatur die die Kern- und Hülltemperatur darstellen sollten. Die empirischen Gleichungen zur Berechnung von Abstrahlung, Konvektion und Verdunstung wurden für dieses Modell experimentell ermittelt. Wyndham und Atkins [72] erweiterten das Kern- und Hüllenmodell durch Einführung verschiedener konzentrischer Zylinder die verschiedene Schichten des Körpers darstellen sollten.

Wissler [73]-[74] kombinierte die Modelle von Pennes und Wyndham und Atkins um ein Modell des gesamten Körper zu erhalten. Dieses Modell bestand aus 6 Elementen: Kopf, Torso, zwei Arme und zwei Beine. Jedes dieser Elemente besaß

- 1) homogene metabolische Wärmeproduktion
- 2) homogen verteilte Durchblutung
- 3) jeweils homogene Gewebeeigenschaften der einzelnen Gewebetypen
- 4) konzentrische Zylindergeometrie

Weiters wurde der Effekt von Wärmeabgabe durch die Atmung sowie der Wärmeaustausch zwischen Arterien und Venen berücksichtigt.

Den größten Aufwand zur Modellierung des gesamten Körpers betrieb Stolwijk. Zuerst entwickelten Stolwijk und Hardy [75] ein Modell bestehend aus drei zylindrischen Segmenten, für den Kopf, den Körper und für die Extremitäten. Jedes Segment wurde weiter unterteilt in konzentrische Zylinder aus Haut, Muskeln (nur für Körper und Extremitäten) und den Kern. In dieser Arbeit wurde das Konzept eines Körpers bestehend aus einem Regelsystem und einem geregelten System realisiert. Das Modell wurde später auf sechs Elemente erweitert [76]-[77]: Kopf, Rumpf, Arme, Beine und Füße. Jedes dieser Elemente bestand aus 4 Schichten: Haut, Fett, Muskel und Kern. Der Kopf wurde als Kugel, alle anderen Elemente als Zylinder modelliert.

Stolwijk's Modell wurde von verschiedenen anderen Arbeitsgruppen adaptiert um spezielle Untersuchungen durchzuführen und lieferte konsistente und genaue Vorhersagen [78]. Für Untersuchungen bezüglich der Exposition in elektromagnetischen Feldern wurde dieses Modell von verschiedenen Autoren etwas verändert (hauptsächlich durch Einführung von mehr Knoten), um die inhomogene Absorption von HF Energie im menschlichen Körper genauer zu modellieren [79]-[81]. Bereits ein Zwei-Knoten-Modell² lieferte zufrieden stellende Ergebnisse bei der Untersuchung thermophysiological Konsequenzen bei NMR Anwendungen [82]-[83].

2.6.2.3 Gewebemodelle

Es gibt viele Anwendungen elektromagnetischer Strahlung, die aufgrund von nur lokaler oder regionaler Exposition lediglich die thermische Modellierung einzelner Körperteile erfordern. Solche Anwendungen beinhalten Diathermie, Hyperthermie und auch die Benützung von Geräten der Mobilkommunikation. Zu den wichtigsten Parametern der Modellierung zählen die Modellierung der Gewebedurchblutung und die Werte der thermischen Eigenschaften des Gewebes.

Durchblutetes Gewebe

Arkin et al. [84] gab einen kritischen Überblick der wichtigsten thermischen Modelle von durchblutetem Gewebe. Die folgende Zusammenfassung beruht hauptsächlich auf dieser Arbeit.

² Die Knoten repräsentieren den Körper und die Körperhülle. Der Kern ist der Teil mit geregelter, konstant zu haltender Temperatur und die Hülle ist der Buffer zwischen Kern und Umgebung, dessen Temperatur durch den Wärmeaustausch mit dem Kern und der Umgebung bestimmt ist.

Pennes [70] beschrieb Wärmetransport im Gewebe mit einer einzigen Gleichung, welche als die so genannte „Bio-Wärmetransfer Gleichung“ (*“Bio Heat Transfer Equation“* BHTE) bekannt wurde:

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla k \cdot \nabla T + (\rho c)_b w_b (T_a - T) + q_m \quad (2-21)$$

wobei ρ die Massendichte (kg/m^3), c die spezifische Wärme (J/kg.K), k die thermische Leitfähigkeit (W/m.K), w die volumetrische Blutflussrate des Gewebes ($(\text{m}^3/\text{s})/\text{m}^3$) und q die volumetrische Wärmeproduktionsrate (W/m^3) ist. Die Indizes bedeuten: a...arteriell, b...Blut und m...metabolisch.

Der erste Term auf der rechten Seite des Gleichheitszeichens in (2-21) beschreibt die Wärmeleitfähigkeit des Gewebes, der zweite Term repräsentiert den Beitrag des Blutflusses zur gesamten Energiebilanz. Bei der Ableitung der BHTE setzte Penne voraus, dass der Energieaustausch zwischen Blutgefäßen und dem umgebenden Gewebe hauptsächlich durch die Wand der Kapillaren erfolgt, wo die Blutgeschwindigkeit sehr gering ist. Daher kann in einer Modellvorstellung angenommen werden, dass das Blut in einem imaginären Pool (das „Kapillarbett“) mit der Temperatur T_a des Hauptversorgungsgefäßes fließt, ein rascher Wärmeausgleich mit dem umgebenden Gewebe stattfindet und danach ins venöse System auf Gewebetemperatur T eintritt.

Pennes' BHTE und die mit ihr verbundenen Annahmen wurden von vielen Wissenschaftlern hinsichtlich ihrer physikalischen und physiologischen Gültigkeit beleuchtet, insbesondere im Hinblick auf thermische Wirkung des Blutflusses. Ein bedeutender Schritt in Richtung Wärmetransfermechanismen in lebendem Gewebe wurde von Chen und Holmes [85] getan. Sie führten das Konzept der „thermischen Gleichgewichtslänge“ (l_e) der Blutgefäße ein. Die Größe l_e ist definiert als die Länge eines Blutgefäßes, nach der die Temperaturdifferenz zwischen Blut und Blutgefäß auf $1/e$ des ursprünglichen Werte gesunken ist. Sie ist abhängig von der Gefäßdimension, von der lokalen durchschnittlichen Blutgeschwindigkeit und dem globalen Wärmetransferkoeffizienten, welcher nur sehr grob abgeschätzt werden kann. Eine bedeutende Entdeckung von Chen und Holmes war, dass der Temperatureausgleich zwischen Gewebe und Blut nicht in den Kapillaren auftritt, wie bei der BHTE angenommen, sondern in den Venen mit einem Durchmesser im Bereich von 0,2-0,5 mm. In ihrem Modell haben Chen und Holmes die Blutgefäße abhängig vom Wert von $e=l_e/l$ (Verhältnis zwischen berechneter l_e und tatsächlicher Länge eines bestimmten Blutgefäßes) in zwei Kategorien gruppiert. Große Blutgefäße werden detailliert behandelt, kleine Blutgefäße hingegen werden als Teil des Kontinuums dass auch das Gewebe beinhaltet behandelt. Die Grenze dieser beiden Kategorien entspricht etwa dem Abschnitt des Venen/Arteriengeflechts bei dem e ca. 1 ist. Der Biowärmetransfer, nach Chen und Holmes ist:

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla k \cdot \nabla T + (\rho c)_b w^* (T_a^* - T) - (\rho c)_b \bar{u} \cdot \nabla T + \nabla \cdot k_p \nabla T + q_m \quad (2-22)$$

wobei w^* und T^* sich nur auf das größte Gefäß des Gewebevolument beziehen und \bar{u} die mittlere volumetrische Blutflussdichte (m/s) und k_p die sogenannte „Durchblutungs-Leitfähigkeit“ ist. Diese ist abhängig von der lokalen Blutflussgeschwindigkeit im Gefäß, dem relativen Winkel zwischen der Richtung des Blutgefäßes und des lokalen Temperaturgradienten im Gewebe und der Anzahl der Gefäße. Auf der rechten Seite von (2-22) sind drei Terme die die Durchblutung beschreiben: der zweite Term steht für eine präziser definierte Herkunft des Durchblutungsterms, der dritte Term ist mit der Wärmekonvektion des fließenden Blutes assoziiert und der vierte Term bezieht sich auf die Miteinbeziehung eines erhöhten Leitfähigkeitswertes durch die Durchblutung. Offensichtlich ist die Anwendung dieses Modells wesentlich komplizierter als die von Penne verwendete BHTE, da Kenntnisse über die lokale Geometrie des Gefäßgeflechts vorliegen müssen.

Das von Weinbaum, Jiji und Lemons entwickelte Modell (WJL-Modell) [86]-[87] basiert auf einer detaillierten Evaluierung von I_e für verschiedene geometrische Konfigurationen der Gefäße in peripherem Gewebe. Weinbaum et al. kamen zum Schluss, dass Wärmetransfer im Gewebe hauptsächlich mit einem unvollständigen Wärmeaustausch-Mechanismus zwischen Paaren von Arterien und Venen verbunden ist und nicht mit dem Wärmeaustausch auf Kapillarebene. Die Grundkonfiguration des Modells besteht aus einem Gewebevolumen, das ein Paar von thermisch wirksamen Blutgefäßen, direkt verbunden durch Kapillaren, umgibt. Zur mathematischen Beschreibung verwendeten Weinbaum et al. drei komplizierte Gleichungen, welche detaillierte Informationen über die Gefäßstrukturen benötigen um verwendet werden zu können. Aufgrund dieser in der Praxis erschwerenden Tatsache haben Weinbaum und Jiji ein einfacheres Modell (WJ Modell) [88] entwickelt, das folgende Annahmen beinhaltet:

- 1) die durchschnittliche Gewebetemperatur kann durch die mittlere Temperatur von zusammengehörenden Arteriolen/Venenpaaren angenähert werden, und
- 2) die meiste aus einer Arterie herausgeleitete Wärme fließt in die ihr zugeordnete Vene

Mit diesen beiden Annahmen kann das Original des WJL Modells auf eine einzelne Differentialgleichung für die Gewebetemperatur reduziert werden:

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = \frac{\partial}{\partial x} \left(k_{eff} \frac{\partial T}{\partial x} \right) + q_m \quad (2-23)$$

wobei k_{eff} den effektiven thermischen Leitfähigkeits-Tensor darstellt, der proportional zum Quadrat der Blutflussgeschwindigkeit im Gefäß ist.

Experimentelle Evaluierungen der BHTE und des WJ Modells mit transienter Temperaturanalyse in durchbluteten Nieren [89] [90] haben ergeben, dass das Modell von Pennes realistische Gewebetemperaturen liefert, solange die Messungen weit genug entfernt von großen Blutgefäßen durchgeführt werden. In beiden Arbeiten wurde angenommen, dass die effektive thermische Leitfähigkeit eine lineare Funktion der volumetrischen Blutflussrate (konträr zu dem Vorschlag in [88]) ist. Jedenfalls kann keines der Modelle mit nur einer einzigen Gleichung auf alle Gewebe angewendet werden, selbst bei Verwendung eines Hybrid Modells [91]-[92].

Gewebe mit Gefäßen

Thermisches Modellieren von diskreten Gefäßen ist hauptsächlich für Hyperthermie-Anwendungen wichtig und interessant, da der Blutfluss in großen Gefäßen die Temperaturverteilung maßgeblich beeinflussen kann, was sich unmittelbar auf Qualität der Behandlung [93] auswirken würde. Mit der Entwicklung des sogenannten DIVA Modells (DIscrete VAsculature) [94]-[95] hat das medizinische Zentrum der Universität Utrecht Pionierarbeit auf diesem Gebiet geleistet. In ihrer Arbeit über die Berechnung des Temperaturanstiegs im inneren des Kopfes eines Mobiltelefon-Benutzers [96], weist die Gruppe allerdings darauf hin, dass die Verwendung der Pennes'schen BHTE anstatt des DIVA Modells für dieses spezifische Problem ausreichend ist. Blanchard et al. [97] wählten ebenfalls den Ansatz einer separaten Modellierung von Gewebe und Gefäßen, bedienten sich dabei aber einer etwas anderen numerischen Technik.

2.6.2.4 Mathematische Behandlung

Die Gewebemodelle bilden den wichtigsten Anknüpfungspunkt für die realistische Modellierung der lokalen Exposition durch körpernahe HF-Quellen. Für die meisten bisherigen Untersuchungen bezüglich thermischer Auswirkungen von HF-Exposition wurde

das BHTE Modell von Pennes verwendet. Im Folgenden werden daher die wichtigsten Methoden für die mathematische Behandlung der BHTE (2-21), welche eine parabolische Differentialgleichung ist, diskutiert. Die Gleichung muss in Geweberegionen gelöst werden, die durch inhomogene thermischen Eigenschaften charakterisiert sind. Die Lösung der Gleichung kann entweder in ihrer stationären Form erfolgen (linke Seite der Gleichung gleich Null) oder in der transienten Form. Wenn der Wärmeanstieg groß genug wird um die Koeffizienten der Gleichung zu ändern (z.B. Durchblutungsrate, oder thermische Leitfähigkeit) wird die Gleichung nichtlinear und benötigt besondere mathematische Behandlung.

Randbedingungen

Grundsätzlich müssen in einem ersten Schritt die Anfangs- und Randbedingungen festgelegt werden um die transiente parabolische BHTE lösen zu können [98]. Die Anfangsbedingung bezieht sich auf den Wert der Gewebetemperatur T im Lösungsbereich zum Anfangszeitpunkt t_0 . Die Randbedingungen (Randwerte) beziehen sich auf den Wärmeaustauschmechanismus an den Grenzen der Rechendomäne. Im Fall der BHTE, sind folgende Typen von Randbedingungen möglich:

1. Konstante Randtemperatur

$$T|_{\partial\Omega} = T_e \quad (2-24)$$

Diese Bedingung ist auch als die „Dirichlet Bedingung“ bekannt und benötigt an den Grenzen des Gewebevolument einen vorgeschriebenen Wert für die Temperatur. Dieser Wert kann entweder konstant bleiben, oder sich in der Lösung der transienten Gleichung mit der Zeit ändern.

2. Konvektion

$$-k \frac{\partial T}{\partial n} = h(T - T_e) \quad (2-25)$$

In diesem Fall ist der nach außen/innen gerichtete Wärmefluss normal zur Grenzschicht (linke Seite von 2-25) gleich der konvektiven Wärmeabgabe/Wärmeerhöhung (rechte Seite der Gleichung 2-25) an bzw. durch das umgebenden Medium mit Temperatur T_e . Diese Bedingung ist auch unter der Neumann Bedingung bekannt. Der Wärmetransportkoeffizient h ($\text{W}/\text{m}^2 \cdot \text{K}$) und die Temperatur T_e bleiben zeitlich nicht konstant. Konvektion kann entweder natürlich (frei) oder erzwungen (zum Beispiel durch Wind) sein, was je nach Betrachtungsweise zu unterschiedlichen Definitionen und Werten von h führt

3. Abstrahlung

$$Q_r = \sigma \varepsilon (T^4 - T_e^4) \quad (2-26)$$

Gleichung (2-26) ist die bekannte Boltzmann Gleichung für die Strahlung des schwarzen Körpers, wobei ε das Emissionsvermögen des Gewebes und σ die Stefan-Boltzmannkonstante ($5.67 \cdot 10^{-8} \text{ W}/\text{m}^2 \cdot \text{K}^4$) ist. Obwohl Gleichung (2-26) grundsätzlich hochgradig nichtlinear ist, kann sie im Bereich kleiner Temperaturänderungen hinreichend gut durch eine lineare Funktion angenähert, und daher die Strahlungs-Randbedingung durch eine Konvektions-Randbedingung approximiert werden [99]-[100]. Der entsprechende Wärmetransferkoeffizient ist dann durch

$$h_r = \sigma \varepsilon (T^2 + T_e^2)(T + T_e) \quad (2-27)$$

definiert.

4. Verdunstung

Die Wärme wird durch Verdunstung von der Haut an die Umgebung abgegeben. Dies ist ein Prozess, der nicht nur von dem Temperaturgradienten zwischen Haut und Luft abhängt, sondern auch vom Gradienten des Dampfdruckes und der relativen Feuchtigkeit [100]. Verdampfung ergibt prinzipiell eine nichtlineare Grenzbedingung, allerdings verwendeten Gandhi et al. [101] eine lineare Näherung in der Form

$$Q_{ev} = k_{evap} (P_{w,skin} - P_{w,air}) \quad (2-28)$$

wobei k_{evap} der Verdampfungskoeffizient ($W/m^2 \cdot mmHg$) ist und der Dampfdruck von Wasser auf der Haut im Temperaturbereich von $27^\circ C - 37^\circ C$ durch

$$P_{w,sk} = 1.92T_{skin} - 2.53(mmHg) \quad (2-29)$$

dargestellt werden kann.

2.6.3 Arbeiten zum Thema der Exposition durch Geräte der Mobilkommunikation

2.6.3.1 Allgemeines

Die medizinische Hyperthermie war historisch gesehen das Hauptanwendungsgebiet numerischer Methoden zur Lösung von Problemstellungen der HF-Erwärmung [93]. Die Bedenken der Bevölkerung gegenüber potentieller Gesundheitsrisiken, in Verbindung mit dem Gebrauch von Telekommunikationseinrichtungen, hat eine Vielzahl von Studien die den Temperaturanstieg im Gewebe aufgrund der elektromagnetischen Energieabsorption untersuchen, ins Leben gerufen. Die Mehrheit der Studien betrifft die Exposition des Kopfes, wo vor allem das Gehirngewebe und die Augen als thermisch potentiell gefährdet angesehen werden.

2.6.3.2 Exposition des Kopfes

Eines der ersten numerischen Kopfmodelle erschien in der Arbeit von Lu et al. [102], der den Temperaturanstieg im Gehirn für seitliche Befeldung mit ebenen Wellen bei 1 GHz (10 mW/cm^2) untersuchte. Das Modell berücksichtigte sechs unterschiedliche Gewebe. Eine Dirichlet Grenzbedingung von $25^\circ C$ wurde für die Hautoberfläche verwendet, was zwar nachträglich als unrealistisch angesehen wurde, allerdings keinen großen Einfluss auf das Ergebnis haben sollte, da die Temperatur im Gehirn mehr von der Durchblutungsrate beeinflusst wird als vom Wärmeaustauschmechanismus an der Oberfläche des Kopfes. Lösungen der stationären BHTE mit der FDM resultierten in einem maximalen Temperaturanstieg von $0,15^\circ C$.

Rui und Foster [103] führten eine Analyse für Nahfeldexposition des Kopfes durch Dipole durch. Sie verwendeten einen ebenen Halbraum, eine Kugel und ein komplexes Kopfmodell für die Berechnungen. Das detaillierte Kopfmodell bestand aus sieben unterschiedlichen Gewebetypen, wobei allerdings für beide untersuchten Frequenzen (900 MHz und 1900 MHz) die gleichen dielektrischen Eigenschaften der Gewebe verwendet wurden. Die thermische Reaktion des Modells wurde in einer zweidimensionalen Betrachtung des Problems durch die Lösung der transienten BHTE mit FEM in der Ebene durch den Dipolspisepunkt berechnet. Als Oberflächen-Randbedingungen wurden adiabatische Bedingungen (Neumann Grenzbedingungen) verwendet, die keine Wärmeabgabe an die Umgebung berücksichtigten. Weiters führten die Autoren eine Sensitivitätsuntersuchung

durch in der der Einfluss der Durchblutungsrate auf die resultierenden Temperaturanstiege untersucht werden sollte, wobei allerdings für alle Gewebe die gleichen thermischen Eigenschaften verwendet wurden. Schließlich wurde im Rahmen dieser Arbeit eine einfache Regel für den Zusammenhang zwischen SAR und sich einstellender maximaler Temperatur abgeleitet. Aus ihren Erkenntnissen schlossen die Autoren, dass für eine normale Durchblutung der Temperaturanstieg bei Exposition entsprechend dem Basisgrenzwert nach IEEE C95.1 (Ausgabe 1999) [2] für unkontrollierte Umgebung ($SAR_{1g}=1,6W/kg$) nicht über $0,06^{\circ}C$ liegt.

Wang und Fujiwara [104] waren die ersten, die eine realistische Expositionssituation nachstellten, indem sie ein Kopfmodell bestehend aus sechs Geweben in der Umgebung eines einem Mobiltelefon ähnlichen Gerät ($\lambda/4$ -Antenne an einem metallischen Quader) betrachteten. Untersucht wurden die beiden Frequenzen 900 MHz und 1500 MHz. Die Gewebe wurden hinsichtlich der dielektrischen Eigenschaften bei diesen beiden Frequenzen und hinsichtlich ihrer thermischen Eigenschaften unterschieden. Sowohl zur Lösung des elektromagnetischen als auch zur Lösung des thermischen Problems wurde ein FDTD Algorithmus verwendet. Die Autoren versuchten zwischen dem Fall eines natürlich abstehenden und eines durch das Mobiltelefon niedergedrückten Ohres zu unterscheiden und gaben Resultate für beide Situationen an. Sie fanden heraus, dass die Beeinflussung des maximalen Temperaturanstieges durch den Wärmetransferkoeffizienten der Haut und an der Grenze zu internen Hohlräumen der Ohrmuschel sehr gering ist. Im Gehirn ergab sich ein maximaler Temperaturanstieg von $0,06^{\circ}C$ für den IEEE Grenzwert nach [2] (Ausgabe 1999, $SAR_{1g}=1,6 W/kg$) und $0,11^{\circ}C$ für den ICNIRP Grenzwert ($SAR_{10g}=2,0 W/kg$) [1]. Eine weitere interessante Erkenntnis war, dass der Temperaturanstieg im Hypothalamus weniger als $0,0015^{\circ}C$ betrug.

Eine interessante Studie bezüglich der thermischen Modellbildung wurde von Van Leeuwen et al. [96] berichtet. Die Autoren beschränkten sich nicht nur auf die Betrachtung von zehn unterschiedlichen Gewebetypen sondern berücksichtigten auch eine detaillierte Gefäßstruktur im Gehirn. Zur Lösung des elektromagnetischen Problems (Strahlungsquelle Dipol bei 900 MHz) wurde ein FDTD Algorithmus verwendet. Das thermodynamische Problem wurde mit der FDM-Methode gelöst, wobei sowohl das Pennes'sche BHTE Modell als auch das DIVA (Diskrete VAsculature) Modell betrachtet wurde. Aus den Ergebnissen folgerten die Autoren, dass das Pennes (BHTE) Modell zwar für diese speziellen Aufgaben verwendbar ist, allerdings kommt es dabei zum Ausgleich der mit dem DIVA-Modell vorhergesagten Temperaturgradienten. Weiters waren Hautoberflächentemperaturen in einigem Abstand zur Antenne in der Simulation mit diskreten Gefäßen höher. Die Autoren untersuchten auch den Einfluss der Dicke der Haut auf den maximalen Temperaturanstieg, gaben aber keine daraus abgeleiteten Schlussfolgerungen an. Der festgestellte maximale Temperaturanstieg im Gehirn war $0,11^{\circ}C$ für $1,6 W/kg$ SAR, gemittelt über 1 g Gewebe beliebiger geometrischer Form. Ebenfalls durchgeführte Experimente mit Messungen von Hautoberflächentemperaturen führten im Vergleich zu den rechnerisch vorhergesagten Werten auf höhere Temperatur-Messwerte.

Bernardi et al. [105] waren die ersten die theoretische Untersuchungen der Änderungen im thermischen Modell der Haut bei Gebrauch von Mobiltelefonen durchführten. Durch das Halten des Mobiltelefons am Ohr ändert sich nicht nur der Wärmeaustausch zwischen Haut und Luft, sondern es kommt auch zu einer zusätzlichen Erwärmung des Ohres durch das Mobiltelefon selbst infolge der Erwärmung der Elektronik des Gerätes. Entsprechend der Angabe der Autoren spielt dieser Umstand bei der Erwärmung des Ohres die entscheidende Rolle. Die HF-Absorption hingegen ist hauptsächlich für die Erwärmung der peripheren Gehirnstrukturen verantwortlich. Die numerischen Berechnungen wurden mit der FDTD Technik durchgeführt und als Grundlage für die Berechnung der thermodynamischen Vorgänge in einem Kopfmodell mit 16 unterschiedlichen Geweben diente die BHTE. Verschieden Typen von Antennen (Whip, Monopol, Dipol, PIFA) wurden bei einer Frequenz von 900MHz und in zwei verschiedenen Positionen relativ zum Kopf (vertikal und geneigt)

untersucht. Der maximale Temperaturanstieg im Gehirn für eine SAR entsprechend dem IEEE C95.1 Grenzwert (Ausgabe 1999, $SAR_{1g}=1,6$ W/kg) betrug $0,09^{\circ}\text{C}$ und für eine SAR entsprechend dem ICNIRP Grenzwert ca. $0,2^{\circ}\text{C}$. Die Autoren erweiterten ihre Untersuchungen in [106] für eine Monopol-Helix Antenne bei Frequenzen von 900 MHz und 1800 MHz und stellten für beide Frequenzen einen maximalen, durch die SAR verursachten Temperaturanstieg im Gehirn von $0,1^{\circ}\text{C}$ fest. Demgegenüber kann die Temperatur aufgrund der Selbsterwärmung des Telefons zu einem Temperaturanstieg von $1,5^{\circ}\text{C}$ im Ohr und $0,01^{\circ}\text{C}$ in peripheren Gehirnstrukturen führen.

Wainwright [107] verwendete die Methode der Finiten Elemente um die Temperaturänderungen im inneren des Kopfes eines Mobiltelefonbenutzers zu berechnen. Als Modell eines Mobiltelefones benutzte er eine Metallbox mit einer $\lambda/4$ -Antenne an der Oberseite. Es wurden zwei verschiedenen Frequenzen (900 MHz und 1800 MHz), zwei verschiedene Haltungsarten (seitlich und vor dem Kopf) und zwei Polarisierungen (horizontal und vertikal) untersucht. Der maximale Temperaturanstieg im Gehirn aller betrachteten Fälle betrug $0,164^{\circ}\text{C}$ pro 1 W/kg der maximalen, über 10 g Gewebe gemittelten SAR. Wainwright berichtete in Übereinstimmung mit Bernardi et al. [106] weiters, dass eine Halbierung des Wärmetransferkoeffizienten an der Haut zu einem signifikanten Temperaturanstieg von $1,5^{\circ}\text{C}$ (in der Haut) führt. Eine Sensitivitätsanalyse hinsichtlich der Gehirndurchblutung zeigte den größten Effekt in peripheren Gehirnstrukturen.

Das von Gandhi et al. [101] verwendete Kopfmodell bestand, ebenso wie Bernardis', aus 16 unterschiedlichen Gewebetypen. Um die Expositionssituation realistisch zu modellieren, berücksichtigten die Autoren auch die Wärmeabgabe durch Verdunstung. In ihrem thermischen Simulationsmodell verwendeten sie anstatt dem das Ohr berührenden Mobiltelefon einen 39°C warmen Block (als Wärmequelle zu Repräsentation der Selbsterwärmung des Mobiltelefones) der gleichzeitig auch den Wärmeaustausch zwischen Haut und Luft einschränkte. Daraus resultierte ein Anstieg der Temperatur an der Ohrmuschel um $4,5^{\circ}\text{C}$, während im Inneren (Gehirn, Augen) der Anstieg zwischen $0,1$ - $0,2^{\circ}\text{C}$ betrug. Der allein von der SAR verursachte maximale Temperaturanstieg im Gehirn wurde mit $0,045^{\circ}\text{C}$ für den IEEE C95.1 Grenzwert (Ausgabe 1999, $SAR_{1g}=1,6$ W/kg) und mit $0,103^{\circ}\text{C}$ für den ICNIRP Grenzwert angegeben.

Von einer Untersuchung unterschiedlicher Antennentypen (Monopole, Patch, Helix, seitliche PIFA) in zwei unterschiedlichen Haltungen (vertikal und geneigt) berichtete Yioultsis et al. [108] einen maximalen Temperaturanstieg im Gehirn von $0,18^{\circ}\text{C}$ bei einer SAR entsprechend dem IEEE C95.1 Grenzwert (Ausgabe 1999, $SAR_{1g}=1,6$ W/kg) und von $0,32^{\circ}\text{C}$ bei einer SAR entsprechend dem ICNIRP Grenzwert für Teilkörperexposition. Ein interessanter Punkt in diesem Artikel ist die numerische Behandlung der externen Modellgrenzen durch die Einführung von „quasikonformer“ Darstellung, um den „staircasing“ Effekt der FDM Methode bei der thermodynamischen Problemlösung zu vermeiden.

Hirata et al. [109] versuchten eine Korrelation zwischen der maximalen SAR, gemittelt über 1 g und 10 g und dem maximalen Temperaturanstieg im inneren des gesamten Kopfmodells, der Ohrmuschel oder des Gehirns zu finden. Die Berechnungen wurden mit Halbwellendipolen bei verschiedenen Frequenzen zwischen 900 MHz und 2,45 GHz durchgeführt. Die Autoren stellten fest, dass es grundsätzlich keinen einfachen Zusammenhang zwischen dem Temperaturanstieg und den SAR-Mittelwerten gibt. Sie fanden aber heraus, dass der maximale Temperaturanstieg im Gehirn etwa proportional zum maximalen, über 1 g gemittelten SAR-Wert im Gehirn ist. Hirata und Shiozawa erweiterten die Arbeit und untersuchten 660 verschiedene Expositionssituationen, die aus unterschiedlichen Kombinationen von verschiedenen Frequenzen, Antennen, Speisepunkt-Positionen, Polarisierung und Kopfmodellen bestanden [110]. Sie kamen grundsätzlich zu den gleichen Ergebnissen, d.h., dass eine gute Korrelation zwischen dem maximalen Temperaturanstieg im Gehirn und der maximalen über 1 g gemittelten SAR im Gehirn besteht, obwohl die Proportionalität stark vom verwendeten Kopfmodell abhängt. Die

Autoren stellten ebenfalls eine gute Korrelation zwischen der maximalen, über 10 g gemittelten SAR im Kopf und der maximalen Temperaturänderung ΔT fest. Die durch eine statistische Analyse gefundenen Werte für die Temperaturanstiege im Gehirn für Befeldung entsprechend dem IEEE C95.1 Grenzwert (Ausgabe 1999, $SAR_{1g}=1,6$ W/kg) bzw. dem ICNIRP Grenzwert für die SAR betragen $0,13^{\circ}\text{C}$ bzw. $0,25^{\circ}\text{C}$.

Die Arbeiten von Hitara et al. [109] und Hitara und Shiozawa [110] wurden sowohl für die elektromagnetische als auch für die thermodynamische Problemlösung mit der FDTD Technik durchgeführt. In der Sensitivitätsanalyse in [109] fanden die Autoren heraus, dass

- 1) die Variation des maximalen Temperaturanstiegs nur in geringem Ausmaß von Variationen der spezifischen Wärmekapazität abhängt, und dass
- 2) Variationen der thermischen Leitfähigkeit und der Durchblutung nicht vernachlässigt werden können (30% Temperaturanstiegsänderung zufolge 50% Änderung der genannten Eigenschaften)

Aufgrund der Tatsache, dass die bisher diskutierten Arbeiten temperaturabhängige Änderungen der Durchblutung oder der Randbedingungen nicht berücksichtigten (sich sozusagen nur mit einem linearen Modell auseinandersetzen) sind die Ergebnisse vergleichbar und können hinsichtlich der maximal gefundenen Temperaturanstiege verglichen werden. Tabelle 2.1 vergleicht die Ergebnisse bei Normierung der Temperaturanstiege im Gehirn auf die maximale SAR gemittelt über 10 g, Tabelle 2.2 bei Normierung auf die maximale SAR gemittelt über 1 g.

Referenz	835/900MHz	1500/1800MHz	max. Rate
	$^{\circ}\text{C}/(\text{W}/\text{kg})$	$^{\circ}\text{C}/(\text{W}/\text{kg})$	$^{\circ}\text{C}/(\text{W}/\text{kg})$
Wang und Fujiwara [104]	0.058	0.076	0.076
Van Leeuwen et al. [96]	0.129	-	0.129
Wainwright [107]	0.141	0.164	0.164
Bernardi et al. [106]	0.120	-	0.120
Gandhi et al. [101]	0.052	0.034	0.052
Bernardi et al. [105]	0.051	0.041	0.051
Yioultsis et al. [108]	0.160	0.134	0.160
Hitara et al. [109]	-	-	0.084
Hitara und Shiozawa [110]	-	-	0.078

Tabelle 2.1: Maximaler Temperaturanstieg im Gehirn für maximale SAR_{10g} im Kopf (jedes Gewebe)

Referenz	835/900MHz	1500/1800MHz	max. Rate
	°C/(W/kg)	°C/(W/kg)	°C/(W/kg)
Wang und Fujiwara [104]	0.060	0.078	0.078
Van Leeuwen et al. [96]	-	-	-
Wainwright [107]	-	-	-
Bernardi et al. [106]	0.160	-	0.160
Gandhi et al. [101]	-	-	-
Bernardi et al. [105]	0.191	0.300	0.300
Yioultsis et al. [108]	-	-	-
Hitara et al. [109]	-	-	0.119
Hitara und Shiozawa [110]	-	-	0.207

Tabelle 2.2: Maximaler Temperaturanstieg im Gehirn für maximale SAR_{1g} im Gehirn

2.6.3.3 Exposition des Auges

Die meisten bisher publizierten Arbeiten über die Modellierung der HF Exposition des menschlichen Auges wurden unter der Annahme ebener Wellen durchgeführt. Glaskörper und Linse werden dabei, der Realität entsprechend ohne Durchblutung angenommen. Im Aderhautgeflecht, welches der Lederhaut anliegt, werden dagegen hohe Blutflussraten angenommen. Die Lederhaut wird dabei ihrerseits als konvektive Grenze mit hohem Wärmetransferkoeffizienten modelliert [111]. Die Wärmeabgabe des Auges an die Umgebung über die Oberfläche der Hornhaut (Verdunstung, Abstrahlung, Konvektion) kann ebenso mit Hilfe einer konvektiven Grenzbedingung modelliert werden [111].

Der erste Versuch die Temperaturverteilung im Auge aufgrund von HF Exposition zu berechnen wurde von Taflove und Brodwin [112] unternommen. Sie verwendeten die FDTD Technik für das elektromagnetische Problem und das ADI (Alternating-Direction-Implicit) Verfahren zur Lösung der BTE. In ihrem Modell wurde der Wärmetransferkoeffizient in der Lederhaut und in der Hornhaut als konstant angenommen. Alle weiteren Arbeiten [113]-[116] verwendeten ausschließlich die FDTD Methode und betrachteten ebene Wellen unterschiedlicher Frequenzen und unter verschiedenen Einfallswinkeln. In den vereinfachten Augen-Modellen in [111]-[116] werden drei Gewebetypen im Auge unterschieden, nämlich Glaskörper, Linse und Lederhaut/Hornhaut.

Eine Zusammenfassung der maximalen Temperaturanstiege im inneren des Auges (nicht auf oder in der Nähe der Hornhaut) für die genannten Arbeiten bei Befeldung mit ebenen Wellen findet sich in Tabelle 2.3.

In einer Sensitivitätsanalyse des thermischen Modells, haben Hitara et al. [115] festgestellt, dass Variationen im Wärmetransferkoeffizienten an den Schichtgrenzen oder Variationen der Augengröße weniger als 10% Änderung der maximalen Temperaturerhöhung verursachen.

Referenz	Einfall	Frequenz	ΔT	P_{inc}	max. Rate
		(GHz)	(°C)	(W/m ²)	°C/(W/m ²)
Taflove und Brodwin [167]	normal	1.5	3.40	1000	0.0034
Bernardi et al. [168]	normal	6.0	0.04	10	0.0040
Hirata, Ushio und Shiozawa [169]	normal	2.4	0.15	50	0.0030
Hirata, Matsuyama und Shiozawa [170]	normal	6.0	0.28	50	0.0056
Hirata, Watanabe und Shiozawa [171]	schräg	-	0.30	50	0.0060

Tabelle 2.3: Maximaler Temperaturanstieg im Auge für Befeldung mit ebenen Wellen

In einer aktuellen Arbeit wurden von Flyckt et al. 2006 [117] die Temperaturanstiege in Kornea, Linse und Sklera, sowie der maximale Temperaturanstieg im gesamten Auge in einem hochaufgelösten Augenmodell bei Befeldung mit Dipolen in 5,6 cm Abstand zum Auge berechnet (bei 900 MHz, 1500 MHz und 1800 MHz, jeweils 1 W Sendeleistung). Das hochaufgelöste Augenmodell (0,25 mm), mit zusätzlich diskret modelliertem Adernhautgeflecht, wurde dabei in ein bereits bestehendes anatomisches Kopfmodell integriert. Als thermische Berechnungsmodelle wurden unter anderem das *Discrete Vasculature* (DIVA) Modell, sowie Pennes' BHTe verwendet und miteinander verglichen. Tabelle 2.4 fasst die in [117] für 1500 MHz angegebenen Berechnungsergebnisse in Form der maximalen Temperaturanstiege für beide Berechnungsmethoden zusammen. Es zeigen sich in diesem Fall dabei nur geringe Unterschiede zwischen den beiden Berechnungsmethoden.

Berechnungsmodell	$\Delta T_{\max, \text{Auge}}$	$\Delta T_{\max, \text{Kornea}}$	$\Delta T_{\max, \text{Linse}}$	$\Delta T_{\max, \text{Sklera}}$
	°C	°C	°C	°C
DIVA	0,22	0,17	0,21	0,03
Penne's BHTe	0,19	0,13	0,17	0,04

Tabelle 2.4: Maximale temperaturanstiege im Auge bei Befeldung mit 1500 MHz Dipol, 1W nach [117]

2.7 Physikalische Eigenschaften biologischer Gewebe

2.7.1 Elektrische Eigenschaften

Die dielektrischen Eigenschaften des menschlichen Körpers bzw. der einzelnen Gewebe besitzen einerseits beim Mechanismus der Strahlungsabsorption selbst und andererseits bei der praktischen Bestimmung der spezifischen Absorptionsrate (SAR) zentrale Bedeutung. Sie sind daher als essentielle physikalische Größen sowohl bei der experimentellen als auch bei der numerischen Expositionserfassung anzusehen. Da die Körpergewebe keine ausgeprägten magnetischen Eigenschaften besitzen (Permeabilitätszahl $\mu_r \approx 1$), können die elektromagnetisch relevanten Gewbeeigenschaften der Körpergewebe allein durch die komplexe Permittivität (Dielektrizitätszahl) $\underline{\epsilon}_r$

$$\underline{\epsilon}_r = \epsilon_r' - j\epsilon_r'' \quad (2-30)$$

dargestellt werden.

Der Realteil ϵ_r' der komplexen Permittivität ist dabei ein Maß für die Polarisierbarkeit des Gewebes und entspricht der eigentlichen Dielektrizitätszahl, wie man sie von der elektrischen Charakterisierung technischer Materialien her kennt. Der Imaginärteil ϵ_r'' ist für die im Gewebe auftretenden Verluste verantwortlich, die zur Umwandlung von elektrischer in thermische Energie und damit zur Erwärmung des Gewebes führen (vgl. Kapitel 2.2, Gl. 2-16 bis 2-20).

Gleichwertig mit der Angabe von Real- und Imaginärteil der komplexen Permittivität ist die Angabe von ϵ_r' (in diesem Fall oftmals nur mit ϵ_r bezeichnet) und der spezifischen elektrischen Leitfähigkeit σ , wobei der folgende Zusammenhang gilt:

$$\sigma = \omega \epsilon_0 \epsilon_r'' \quad (2-31)$$

Etwaige, neben der dielektrischen (Verschiebungsstrom-) Leitfähigkeit vorhandene bzw. relevante Anteile einer konduktiven Leitfähigkeit sind in der Praxis dabei schon im der pauschal angegebenen Leitfähigkeit implizit enthalten (vgl. Kapitel 2.2).

Für reale biologische Gewebe sind die genannten dielektrischen Eigenschaften frequenzabhängig. Verantwortlich dafür sind die aufgrund des komplexen Aufbaus der Gewebe (Schichtstruktur, Zellstruktur, polare Makromoleküle, Wassermoleküle) vorhandenen Polarisationsmechanismen, die mit steigender Frequenz schwächer werden und schließlich ausfallen. Dies führt mit steigender Frequenz generell zu abnehmenden Werten für ϵ_r und zunehmenden Werten für σ . Eine sehr gute Zusammenfassung der biophysikalischen Hintergründe der Frequenzabhängigkeit der dielektrischen Eigenschaften biologischer Gewebe findet man z.B. in [13] und [118].

Systematisch dokumentierte Werte für die dielektrischen Eigenschaften von biologischen Geweben finden sich in der wissenschaftlichen Literatur seit den 40er Jahren. Einer der Pioniere auf diesem Gebiet war H.P. Schwan, der mit einer Vielzahl an Publikationen zu diesem Thema (z.B. [118]) wesentlich zu einer theoretischen Basis für das Verständnis der dielektrischen Eigenschaften von Gewebe beitrug. In den Folgejahren bis Ende der 1980er Jahre entstanden viele Arbeiten unterschiedlicher Autoren, die mit verbesserten Messmethoden verschiedenste Gewebearten bei unterschiedlichen Frequenzen bis in den Mikrowellenbereich untersuchten (z.B. [119]-[128]). Praktisch alle diese Arbeiten aus der Zeit vor 1990 wurden von F.A. Duck im Buch *Physical Properties of Tissue* [129] zusammengefasst, das nicht nur elektrische Eigenschaften von Geweben dokumentiert, sondern als eines der gegenwärtig umfassendsten Referenzbücher zum Thema allgemeiner physikalische Eigenschaften von Gewebe gilt. Mit Beginn der 90er Jahre ließ der Siegeszug der Mobilkommunikation die Exposition des Menschen in Hochfrequenz- und Mikrowellenfeldern zu einem zentralen Thema werden. Fortschritte in Mess- Berechnungs- und Simulationsmethoden bezüglich der resultierenden Feldverteilung im Körper bzw. in unterschiedlichen Körperteilen und Organen steigerten daher den Bedarf an genauen und zuverlässigen Werten der dielektrischen Gewebeeigenschaften, besonders für Gewebe bzw. Organe die als besonders stark exponiert bzw. als besonders sensibel angesehen wurden. Als Schwierigkeit der praktischen Expositionsbestimmung erwies sich insbesondere der Umstand, dass die Vielzahl berichteter Messergebnisse für die dielektrischen Parameter in der wissenschaftlichen Literatur relativ große Schwankungsbreiten zeigte und daher dosimetrische Untersuchungen mit entsprechend großer Unsicherheit behaftet waren. Hauptgründe dafür waren einerseits unterschiedliche Messmethoden und andererseits unterschiedliche bzw. schlecht definierte Bedingungen sowohl hinsichtlich der Herkunft der untersuchten Gewebe als auch hinsichtlich der Präparierung für die Messung. Eine Harmonisierung der Daten gelang 1996 Gabriel et al. mit einer Serie an Publikationen [130]-[132] in der die bis dahin bekannte Literatur gesichtet und bewertet, durch umfangreiche Messserien ergänzt und aus diesen Ergebnissen schließlich Parametermodelle zur Berechnung der dielektrischen Eigenschaften verschiedenster Gewebe über den Frequenzbereich von 10 MHz bis 100 GHz entwickelt wurden. Diese Parametermodelle der dielektrischen Gewebeeigenschaften gelten gegenwärtig als Referenz für praktisch alle dosimetrischen Untersuchungen. Tabelle 2.5 fasst die Gewebearten zusammen für die gegenwärtig Parametermodelle, vorwiegend basierend auf den Arbeiten von Gabriel et al., verfügbar sind.

Obwohl die dielektrischen Eigenschaften nach Gabriel et al. heute für fast alle dosimetrischen Untersuchungen verwendet werden, muss darauf hingewiesen werden, dass sie fast ausschließlich auf Messungen an Tiergewebe bzw. auf Messungen an (teilweise vorbehandelten) menschlichen Gewebeproben viele Stunden (> 24 Stunden) nach dem Tod bzw. nach der Entnahme basieren. D.h., die Verwendung der genannten ϵ_r und σ Werte für dosimetrische Untersuchungen setzt implizit voraus, dass sich die dielektrischen Eigenschaften der Gewebe nach dem Tod bzw. mit Eintritt des Todes nicht maßgeblich ändern bzw. dass sich Daten von Tiergewebe 1:1 auf den Menschen übertragen lassen. Demgegenüber stehen experimentelle Ergebnisse, die sehr wohl auf eine merkliche Änderung der elektrischen Leitfähigkeit von Geweben unmittelbar nach dem Eintritt des Todes hindeuten. Beispielsweise berichten Burdette et al. 1986 [133] und Schmid et al. 2003a [134] unabhängig voneinander von Tierversuchen an Hunden bzw. Schweinen, die

auf ein Absinken der elektrischen Leitfähigkeit von kortikalem Hirngewebe um ca.10-20% unmittelbar nach dem Tod im Frequenzbereich von 800 MHz bis 2,45 GHz hindeuten. Weiters führten Messungen an unbehandeltem kortikalem menschlichen Hirngewebe 20 Erwachsener innerhalb von maximal 10 Stunden nach dem Tod [135] auf durchschnittliche Werte für die elektrische Leitfähigkeit, die etwas über jenen lagen, die gegenwärtig für dosimetrische Untersuchungen verwendet werden. D.h., die Frage wie genau die heute verwendeten dielektrischen Gewebeparameter den realen Fall der Gewebe von lebenden Menschen repräsentieren ist gegenwärtig noch mit einiger Unsicherheit behaftet, wobei auch die biologische Variabilität einen weiteren Unsicherheitsfaktor darstellt. Noch schwieriger abzuschätzen erscheint die Frage, wie groß die daraus eventuell resultierende Unsicherheit in der Expositionsbeurteilung ist. Systematische numerische Untersuchungen zu diesem Thema wurden von Hurt et al. 2000 publiziert. Es wurden darin die Auswirkungen von Variationen der dielektrischen Permittivität auf die SAR in einem einfachen homogenen Kugelmodell im Frequenzbereich von 1 MHz bis 1 GHz untersucht [136]. Speziell im Fall der lokalen SAR zeigten sich starke Abhängigkeiten von den Werten der Gewebeparameter.

In einer weiteren, detaillierteren Studie untersuchten Gajsek et al. 2001 [137] mittels FDTD-Berechnungen die Abhängigkeit von Ganzkörper-SAR und lokaler SAR von den dielektrischen Eigenschaften der Körpergewebe. Sie verwendeten dazu ein Ganzkörpermodell (3 mm räumliche Auflösung) mit insgesamt 39 unterschiedlichen Geweben bei Exposition unter Fernfeldbedingungen mit Frequenzen zwischen 70 MHz und 2060 MHz. Die Werte der dielektrischen Gewebeparameter wurden dabei im Bereich der gegenwärtig in der Literatur vorhandenen Schwankungsbreiten variiert und die Auswirkungen auf die Ganzkörper-SAR und die lokale SAR in den einzelnen Geweben untersucht. Es zeigte sich dabei deutlich, dass die Variation der Permittivitäts- und Leitfähigkeitswerte auf die Ganzkörper-SAR nur sehr unwesentlichen Einfluss hat (maximale Variation in der Größenordnung von 10-15%). Für die lokale SAR in räumlich kleinen Gewebebereichen zeigten sich jedoch signifikante Variationen in Abhängigkeit von den verwendeten Gewebeparametern (bis zu einem Faktor 4).

Aorta	Rückenmark	Herzmuskel	Bauchspeicheldrüse
Blut	Knochen-Spongiosa	Niere	Gallenblase
Auge-Cornea (Hornhaut)	Knochen-Kortikalis	Leber	Gallenflüssigkeit
Auge-Glaskörper	Knochenmark- infiltriert	Lunge-belüftet	Harnblase
Auge-Linse	Knochenmark- nicht infiltriert	Lunge-entlüftet	Milz
Auge-Linsenkern	Knorpel	Zunge	Thymusdrüse
Auge-Sklera (Lederhaut)	Sehne	Luftröhre	Schilddrüse
Cerebrospinalflüssigkeit	Muskel	Speiseröhre	Hoden
Dura (harte Hirnhaut)	Haut-trocken	Schleimhaut	Prostata
Gehirn-graue Substanz	Haut-feucht	Magen	Eierstock
Gehirn-weiße Substanz	Fett-infiltriert	Zwölffingerdarm	Gebärmutter
Kleinhirn	Fett-nicht infiltriert	Dünndarm	Gebärmutterhals
Nerven	Brustfett	Dickdarm	

Tabelle 2.5: Gewebearten bzw. Organe für die parametrische Modelle zur Berechnung der dielektrischen Eigenschaften verfügbar sind (aus [132])

Eine weitere gegenwärtig noch nicht geklärte Frage betrifft die Altersabhängigkeit der dielektrischen Gewebeparameter. Ergebnisse von Peyman et al. 2001 aus Tierversuchen an Ratten innerhalb der ersten 70 Lebensstage [138] zeigten eine signifikante Abnahme von Permittivität und Leitfähigkeit des Hirngewebes der Versuchstiere. Ob überhaupt bzw. in wie weit die Annahme einer solchen Altersabhängigkeit der dielektrischen Gewebeparameter auch auf den Menschen übertragbar ist, ist derzeit noch völlig ungeklärt, erscheint aber höchst aufklärungsbedürftig.

Da aufgrund der Kleinheit der in [138] verwendeten Tiere keine getrennte Aussagen für graues (kortikales) und weißes Hirngewebe und für die Details der Augen getroffen werden konnten, führten Schmid und Überbacher 2005 [139] Messungen an frischem Rindergewebe

durch. Es wurden dabei Hirn und Augengewebe von zwei Gruppen von Rindern (4-6 Monate alt, als Repräsentanten für Kinder und 16-24 Monate alt, als Repräsentanten für Erwachsene) betrachtet und die gemessenen Gewebeparameter statistisch gegenübergestellt. Es zeigten sich dabei signifikante Unterschiede in den Gewebeparametern der Linse und des weißen Hirngewebes, nicht jedoch für graue Substanz und den Glaskörper, sowie die Kornea.

In einer gegenwärtig laufenden Untersuchung arbeiten die Autoren von [138] an einer groß angelegten Studie zur Altersabhängigkeit von Gewebeparametern, wobei diesmal größere Säugetiere (Schafe oder Schweine) als Versuchstiere verwendet werden [140].

Zusammenfassend stellen die gegenwärtig verfügbaren Daten betreffend die dielektrischen Eigenschaften von Körpergeweben eine gute Basis für dosimetrische Berechnungen im Hochfrequenz- und Mikrowellenbereich dar, wenngleich nicht für alle potentiell interessierenden Gewebe Daten vorhanden sind. Die dem gegenwärtig verfügbaren Datensatz aus oben genannten Gründen innewohnende Unsicherheit im Hinblick auf die Repräsentanz lebender menschlicher Gewebe sollte jedoch stets im Bewusstsein gehalten bzw. durch weitere Forschungsaktivitäten minimiert werden.

2.7.2 Thermische Eigenschaften

Für die Berechnung der thermischen Vorgänge im Körper mit der BHTE ist die Kenntnis der folgenden thermischen Gewebeparameter essentiell:

- spezifische Wärmekapazität c [J/kg.K]
- Wärmeleitfähigkeit k [W/m.K]
- volumenbezogene Durchblutung w [(m³/s)/m³]
- volumenbezogene Wärmeproduktion q [W/m³]

Werte für die drei erstgenannten thermischen Eigenschaften sind in der medizinischen Literatur in mehreren Publikationen für die unterschiedlichsten Gewebearten und Spezies dokumentiert. Im Gegensatz zu den elektrischen Gewebeparametern, wo gegenwärtig mit den von Gabriel et al. 1996 [132] publizierten Daten praktisch ein "Quasi-Standard" existiert, sind die thermischen Gewebeparameter jedoch nur sehr gestreut in der Literatur zu finden. Eine Zusammenstellung von Werten der spezifischen Wärmekapazität und der Wärmeleitfähigkeit für einige Gewebearten aus unterschiedlichsten Publikationen findet man z.B. in [129] und [141].

Zusätzlich ist zu erwähnen, dass die publizierten thermischen Gewebeparameter-Daten teilweise relativ stark streuen (ausgenommen jene der spezifischen Wärmekapazität). Dies liegt einerseits an den relativ komplizierten Messmethoden zur Bestimmung der Parameter, andererseits ist vor allem im Fall der volumenbezogenen Durchblutung die große intra- und interindividuelle biologische Variabilität ein Grund für die teilweise große Streubreite dieser Parameter. Abbildung 2.1 bis Abbildung 2.3 geben einen Überblick über die Mittelwerte und den Streubereich der drei erstgenannten thermischen Gewebeeigenschaften basierend auf den Angaben in [96], [101] und [104]-[110].

Hinsichtlich der metabolischen Wärmeproduktion in den Geweben liegen nur relativ wenige Daten vor, die aus den oben genannten Gründen ebenfalls relativ großen Streubreiten unterworfen sind. Abbildung 2.4 fasst die Mittelwerte und den Streubereich der in [101], [105] und [107] verwendeten Werte der metabolischen Wärmeproduktion in unterschiedlichen Geweben zusammen. Im Hinblick auf die hier interessierende, durch HF-Absorption verursachte **Temperaturerhöhung** im Gewebe, stellen die Unsicherheiten bezüglich dieses

Parameters jedoch keine Einschränkung dar, da er nur die sich einstellende Absoluttemperatur im thermischen Gleichgewicht beeinflusst, nicht jedoch die Temperaturdifferenz im ausgeglichenen Zustand.

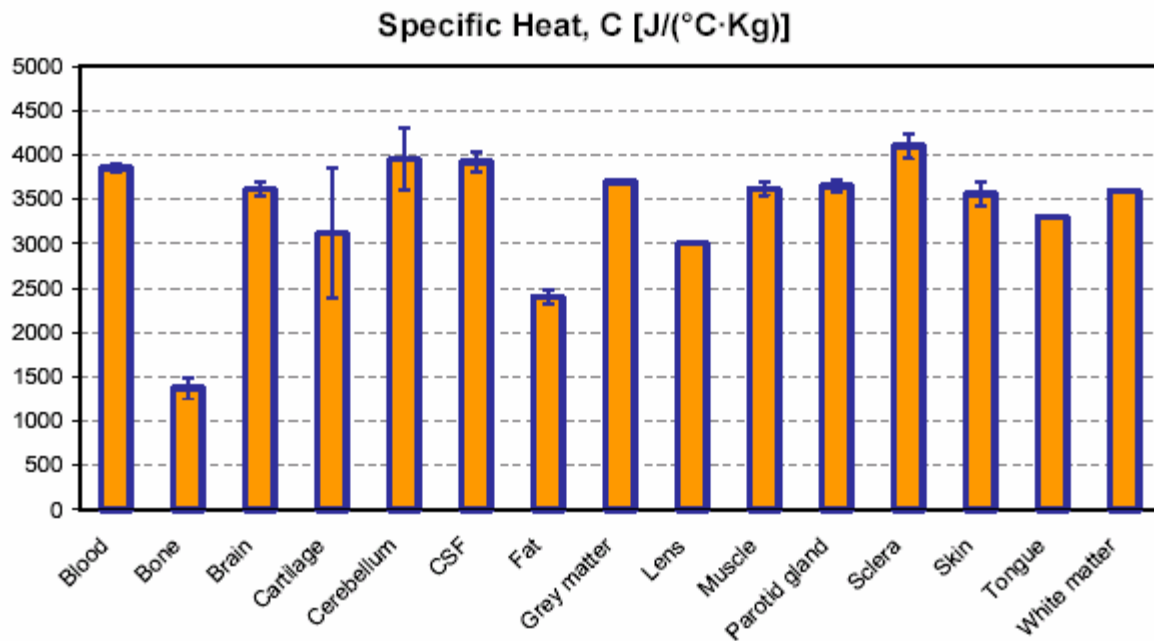


Abbildung 2.1: Mittelwert und Streubreite der in [96], [101] und [104]-[110] angegebenen spezifischen Wärmekapazitäten (CSF ... Zerebrospinalflüssigkeit)

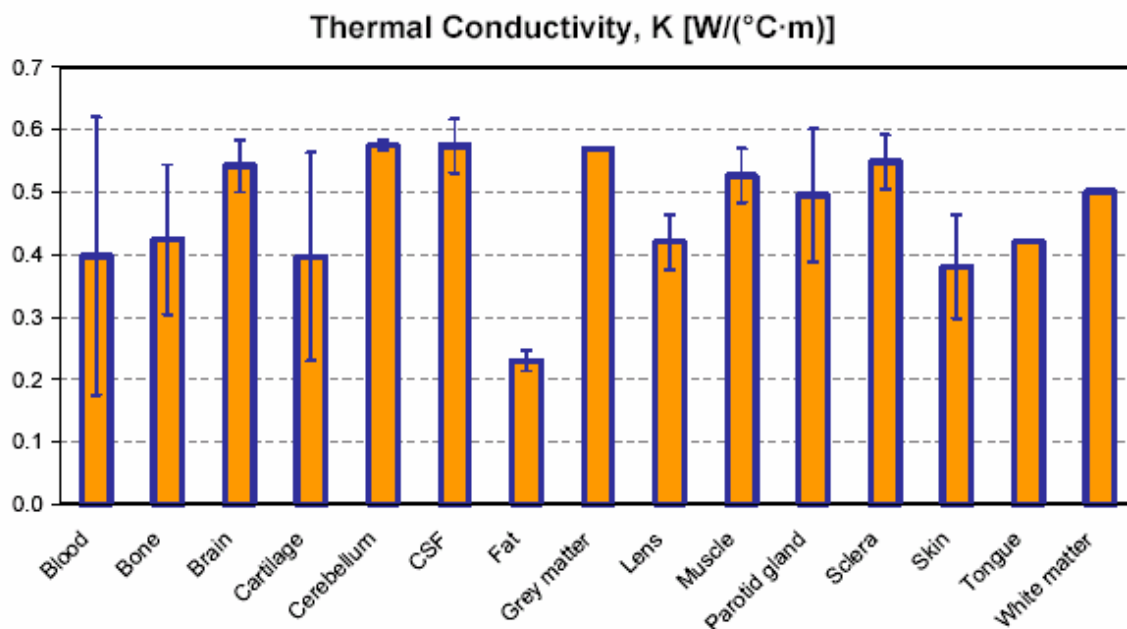


Abbildung 2.2: Mittelwert und Streubreite der in [96], [101] und [104]-[110] angegebenen thermischen Leitfähigkeiten (CSF ... Zerebrospinalflüssigkeit)

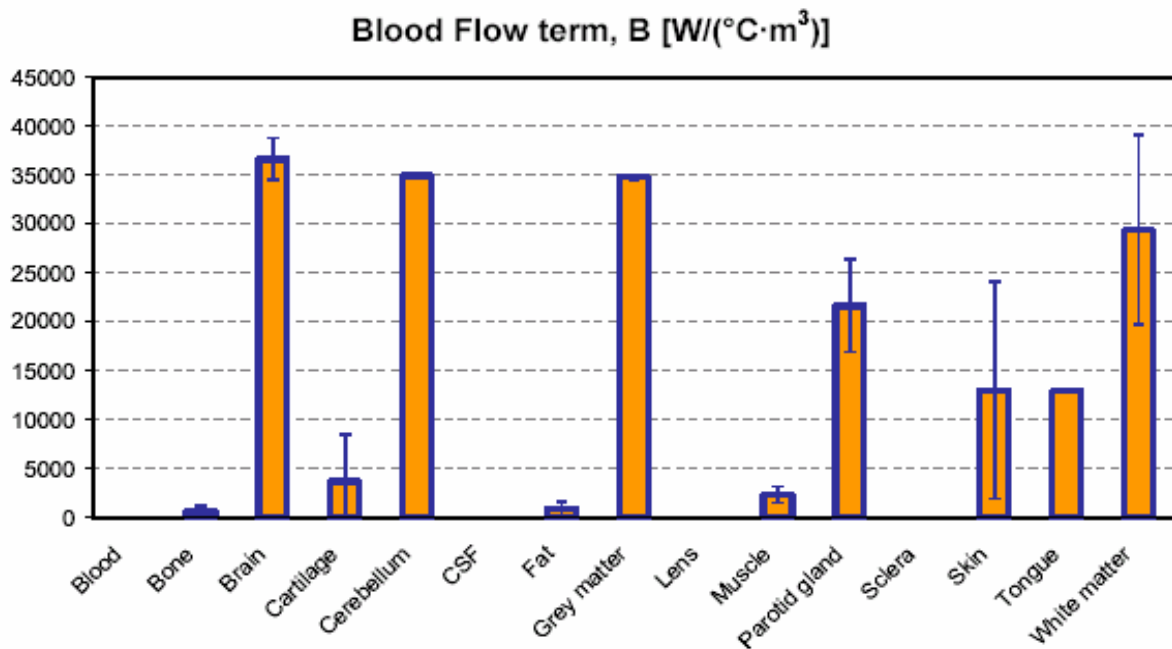


Abbildung 2.3: Mittelwert und Streubreite der in [96], [101] und [104]-[110] Perfusionsparameter (CSF ... Zerebrospinalflüssigkeit)

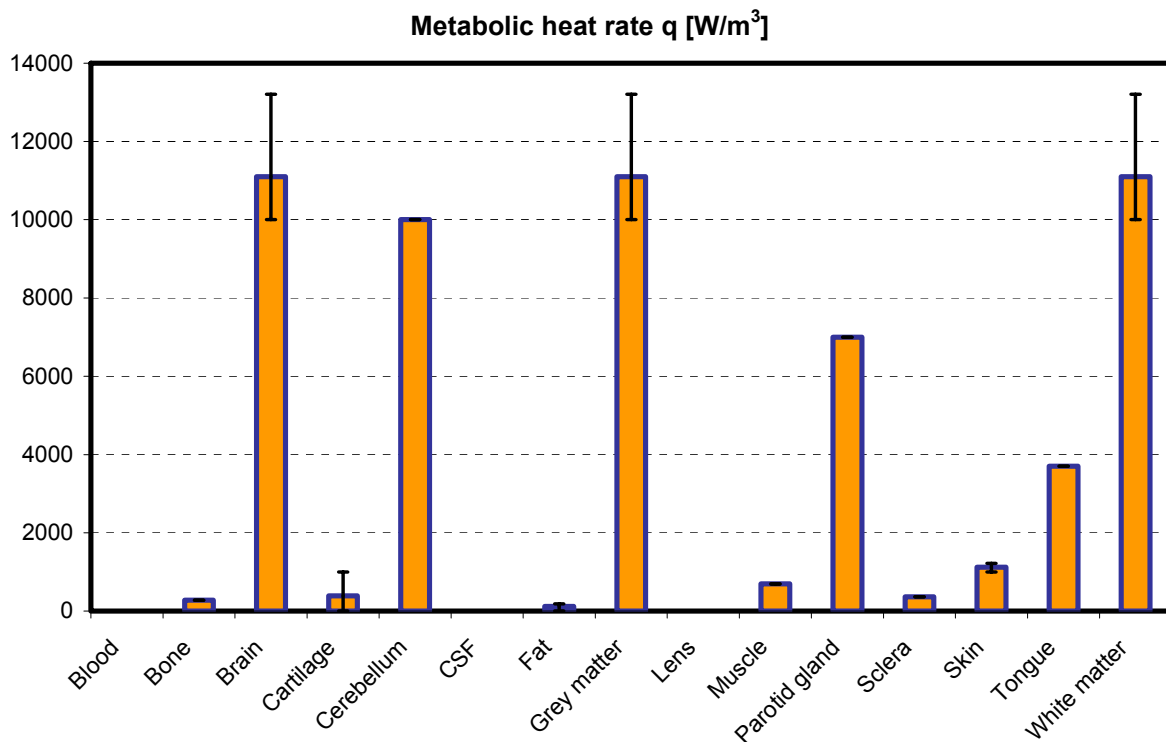


Abbildung 2.4: Mittelwert und Streubreite der in [101], [105] und [107]verwendeten Werte für die metabolische Wärmezeugung (CSF ... Zerebrospinalflüssigkeit)

2.8 Berechnungsmethoden

Die Berechnung der thermischen Auswirkungen von HF-Exposition muss aufgrund der zwei unterschiedlichen beteiligten physikalischen Prozesse (Elektrodynamik und Thermodynamik) in zwei Schritten getrennt hintereinander durchgeführt werden. Im ersten Schritt wird zunächst die räumliche Verteilung der HF-Absorption im Körper möglichst detailliert berechnet. Die dabei gewonnene SAR-Verteilung dient dann in weiterer Folge als Eingangsgröße für die im zweiten Schritt zu berechnenden thermischen Auswirkungen der HF-Exposition. In jedem betrachteten Volumenelement des Berechnungsraumes wird die zugehörige SAR als zusätzliche Wärmequelle (zusätzlich zur metabolischen Wärmeerzeugung) aufgefasst.

Für die Berechnung selbst (sowohl für die elektromagnetische als auch für die thermische) stehen dabei grundsätzlich unterschiedliche numerische Methoden zur Verfügung. Analytische Berechnungsmethoden scheiden aufgrund der geometrisch komplexen, heterogenen Strukturen des Körpers von vornherein aus.

2.8.1 Numerische Methoden für das elektromagnetische Problem (Absorptionsberechnungen)

Für die Berechnung der HF-Absorption in komplexen verlustbehafteten Medien stehen gegenwärtig mehrere Methoden zur Verfügung, deren mathematischer Hintergrund in der einschlägigen Literatur erschöpfend dokumentiert ist. Die einzelnen Verfahren werden im Folgenden daher nur kurz erwähnt:

- **Finite Differenzen im Zeitbereich (FDTD)**

Die Finiten Differenzen im Zeitbereich (*Finite Difference Time Domain Method*) wurden erstmals von Yee et al 1966 [142] vorgestellt. Der zu berechnende Feldraum wird durch sogenannte Yee Zellen in kubische oder quaderförmige Voxel (Elementarzellen) unterteilt (räumliche Diskretisierung).

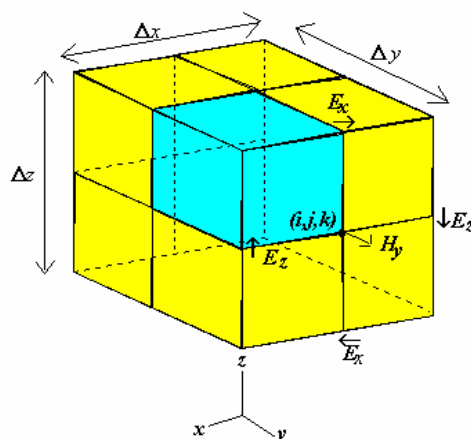


Abbildung 2.5: Yee-Zelle mit eingezeichneten Feldkomponenten für E und H

Die Herleitung des FDTD Algorithmus geht von einer Diskretisierung der Maxwellgleichungen im Zeitbereich aus (zeitliche Diskretisierung). Jedes Voxel kann mit elektrischen und magnetischen Materialparametern belegt werden. Charakteristisch für die Yee Zelle ist, dass das E und H-Feld Gitter um eine halbe Kantenlänge versetzt sind.

Für die maximal zulässige Größe der Yee-Zelle liefert der Richtwert von einem Zehntel der im betrachteten Feldraum vorkommenden Wellenlänge brauchbare Ergebnisse. Daraus und aus dem verfügbaren Speicher (RAM) des Rechners ergeben sich auch die maximalen

geometrischen Abmessungen (maximale Anzahl von Voxel), die mit dieser Methode berechenbar sind.

- **Finite Elemente (FE)**

Seit einigen Jahren wird auch die Methode der Finiten Elemente (*FE*) im Bereich der HF-Dosimetrie verwendet [143]. Der Feldraum wird bei zweidimensionalen Aufgaben in ein Gitter aus Dreiecken, bei dreidimensionalen Aufgaben zumeist in ein Raumgitter aus Tetraedern diskretisiert.

Das Prinzip der FE basiert darauf, in einem Gebiet G mit dem Randgebiet dG eine Funktion $u(x,y)$ durch sogenannte Ansatzfunktionen (trial functions) zu approximieren. Das Feldgebiet G wird dabei in eine endliche Anzahl von Teilgebieten zerlegt.

In der HF-Dosimetrie kann dies bei stark heterogenen Modellen zu beträchtlichem Aufwand führen, da sämtliche Teilgebiete geschlossen mit ihren Randbedingungen definiert werden müssen.

Vorteile hat die FE-Methode in ihrer Anwendung beispielsweise dort, wo gekrümmte Oberflächen exakt modelliert werden müssen, da sich diese mit tetraederförmigen Voxeln besser annähern lassen als mit kubischen.

- **Finite Integrale (FI)**

Die Methode der Finiten Integrale (FI) wurde 1977 Weiland [144] eingeführt. Das Verfahren ist bezüglich des numerischen Schemas ähnlich dem FDTD Verfahren, und basiert auf der diskreten Lösung der Maxwell Gleichungen.

Ein wesentlicher Unterschied zur FDTD Methode besteht jedoch darin, dass es bei niedrigen Frequenzen keine Limitierung durch die Courant Bedingung gibt, sondern von quasistatisch bis in den Terrahertz-Bereich gerechnet werden kann. Allerdings sind gegenwärtig verfügbare Codes wesentlich weniger Hardware-Ressourceneffizient als vergleichbare FDTD-Codes.

- **(erweiterte) Momentenmethode (MoM)**

Der Name des Verfahrens geht auf Harrington et al. 1968 [145] zurück; man findet in der Literatur auch die Bezeichnung der *Methode der gewichteten Residuen*, was zugleich auch schon den mathematischen Ansatz der Methode beschreibt.

Für die ursprüngliche, klassische MoM ist kennzeichnend, dass keine Dielektrika simuliert werden können, sondern ausschließlich perfekte metallische Leiter (PEC).

In einer mathematischen Erweiterung der MoM sind aber auch die für die Dosimetrie wichtigen dielektrischen Eigenschaften der Gewebe implementierbar geworden. Allerdings stehen für die MoM fast keine detaillierten anatomischen Körpermodelle zur Verfügung.

Aufgrund der Verwendbarkeit der mathematisch besonders einfachen "expliziten" Berechnungsmethode und der damit verbundenen Möglichkeit auch extrem komplexe und heterogene Modelle zu berechnen, hat sich in den vergangenen Jahren die **FDTD-Methode** als die bei Weitem meistverwendete Methode zur Berechnung HF-dosimetrischer Aufgaben etabliert.

2.8.2 Numerische Methoden für das thermodynamische Problem

Ähnlich wie im Fall des elektromagnetischen Feldproblems stehen für die numerische Lösung der in diesem Zusammenhang relevanten BHTe mehrere unterschiedliche numerische Techniken zur Verfügung. Obwohl die Methode der Finiten Elemente im Bereich der Thermodynamik einige Vorteile gegenüber der Methode der Finiten Differenzen besitzt, wurde in der Literatur in den meisten Arbeiten hauptsächlich die letztgenannte Methode verwendet. Der Hauptgrund dafür ist die bereits oben erwähnte starke Verbreitung der FDTD-Methode im Bereich von rechenintensiven elektromagnetischen Feldproblemen in den vergangenen Jahren. Zusätzlich wurden einige der genannten Nachteile der FDTD-Methode gegenüber der FE-Methode durch die enorme Steigerung der Leistungsfähigkeit der Computer in den letzten Jahren wesentlich entschärft.

2.9 Körpermodelle

Um detaillierte Analysen der HF-Absorption im menschlichen Körper durchführen zu können ist die Verfügbarkeit entsprechend detaillierter numerischer und anatomisch korrekter Körpermodelle Voraussetzung. Gegenwärtig existieren einige solcher Modelle, entweder basierend auf CT- oder MRT-Schnittbildern (z.B. [146], [147]) oder basierend auf dem Datensatz des *Visual Human Projects*. Für FDTD-Berechnungen hinsichtlich HF-Absorption werden gegenwärtig meistens Modelle basierend auf dem Visual Human Datensatz verwendet. Dieser Datensatz wurde von verschiedenen Software-Herstellern (z.B. SPEAG, Schweiz oder REMCOM, Inc., USA) entsprechend aufbereitet und wird in Form von Kopf- oder Ganzkörpermodellen (Abbildung 2.6) kommerziell angeboten. Die vertikale Auflösung dieser Modelle beträgt dabei 2 mm, in horizontaler Richtung werden Auflösungen von 0,5 mm erreicht, wobei allein im *Visual Human*-Kopfmodell bis zu 52 unterschiedliche Gewebe- bzw. Organbereiche unterschieden werden. Andere erhältliche Modelle sind zwar teilweise in besserer Vertikalauflösung erhältlich (z.B. 1 mm), haben aber zumeist den Nachteil geringerer Detailliertheit hinsichtlich der Anzahl der unterschiedenen Gewebebereiche. Gegenwärtig wird im Rahmen einiger großer Forschungsprojekte an der Erstellung repräsentativer verbesserter Körpermodelle gearbeitet. Beispielsweise wird in einer Kooperation zwischen der Schweizer *IT'IS-Foundation* und der US amerikanischen *Food and Drug Administration (FDA)* gegenwärtig an der Erstellung einer *Virtual Family* gearbeitet, mit dem Ziel CAD-basierte Körpermodelle einer Frau, eines Mannes und zweier Kinder unterschiedlichen Alters zu entwickeln [148]. Diese Modelle werden jedoch nicht vor 2007 verfügbar sein.

Aufgrund der beschränkten räumlichen Auflösung der Originaldatensätze (vertikale Schichtdicken nicht unter 1-2 mm) oder bei der Segmentierung ($\geq 0,5$ mm), sind in den gegenwärtig verfügbaren Kopf- bzw. Körpermodellen anatomisch kleine Strukturen entweder überhaupt nicht oder zumindest nicht ausreichend repräsentiert, um Aussagen über die detaillierte Absorptionsverteilung in ihnen zu erlauben. Im meistverwendeten *Visual Human*-Kopfmodell werden die Augen beispielsweise nur sehr grob durch einen annähernd runden Bereich entsprechend dem Glaskörper mit eingebetteter homogener Linse repräsentiert. Sklera, Cornea, sowie die (zumindest aus elektrischer Sicht relevante) Unterscheidung der Linse in Cortex und Nucleus sind dabei nicht vorhanden. Weiters wird die Haut als eine homogene Schicht angenommen, die einzelnen, hinsichtlich elektrischer und thermischer Eigenschaften unterschiedlichen Hautschichten (Epidermis und Dermis) sind nicht vorhanden. Schließlich sind die im Rahmen dieses Vorhabens ebenfalls im Interesse stehenden Zielorgane Pinealdrüse und Innenohr aufgrund ihrer Kleinheit in den gegenwärtig verfügbaren Modellen überhaupt nicht vorhanden.

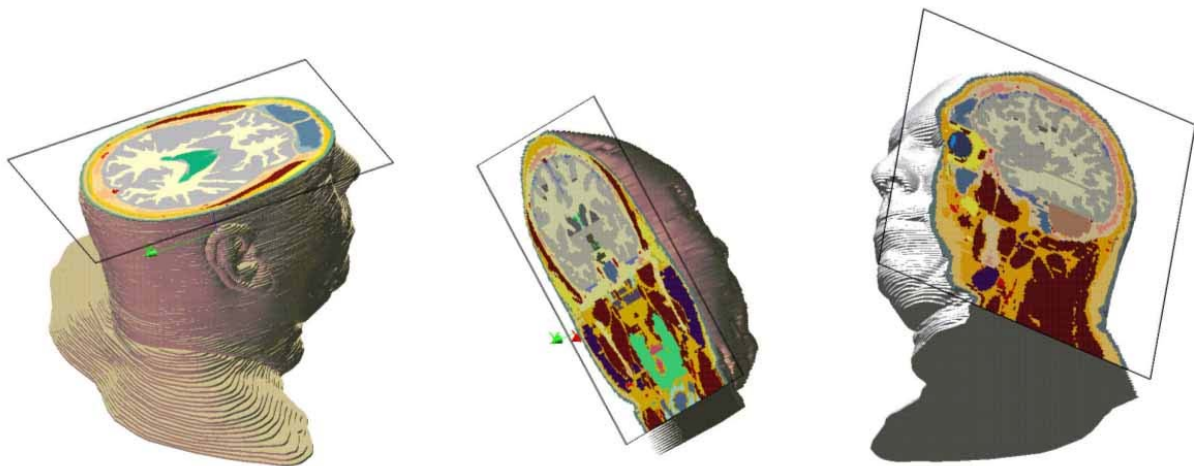


Abbildung 2.6: Numerisches Kopfmodell basierend auf dem *Visual Human Project* Datensatz

Die gegenwärtig im Bereich der HF-Dosimetrie verwendeten Körper- bzw. Kopfmodelle bilden die Haut nur homogen und die Augen nur in stark vereinfachter Form nach. Dennoch sind in der Literatur auch einige detaillierte isolierte Haut- und Augen-Modelle dokumentiert.

2.9.1 Dokumentierte Haut-Modelle

Detaillierte Haut-Modelle für thermodynamische Berechnungen stammen zumeist aus der medizinischen Verbrennungsforschung, wobei bei derartigen Fragestellungen immer von Kontakt der Haut mit Materialien hoher Temperatur (fest oder flüssig) ausgegangen wird. Verschiedene Ansätze unter Verwendung von ein- und zwei-dimensionalen numerischen Methoden, sowie analytische Lösungswege sind diesbezüglich beschrieben worden.

Eindimensionale Modelle

In einer der ersten Arbeiten auf diesem Gebiet, präsentierten Wilson und Spence 1988 [149] ein eindimensionales numerisches Finite-Differenzen-Modell zur Erklärung der Form der Haut-Wiedererwärmungskurve. Sie verglichen die theoretischen Ergebnisse für ein Unterarm-Modell (Innenseite) mit experimentellen thermographischen Daten und erzielten dabei exzellente Übereinstimmung. Angemerkt muss in diesem Zusammenhang werden, dass zur Erreichung dieses hohen Grades an Übereinstimmung einige der benötigten thermischen Gewebeparameter erst explizit im Rahmen der Untersuchungen bestimmt werden mussten.

Für die ihrer Arbeit zugrunde liegende Problemstellung (Reaktion der Haut auf einen kalten Stimulus) gehen die Autoren davon aus, dass die Betrachtung der oberflächlichen 10 bis 20 mm ausreichend ist. Obwohl es, speziell bei tieferen Frequenzen, durch HF-Absorption auch in tiefer liegenden Gewebeschichten zu relevanten Temperaturerhöhungen kommen kann, ist diese Arbeit insofern beachtenswert, da sie auch eine detaillierte physiologische Evaluierung des verwendeten Modells enthält.

Das von Wilson und Spence verwendete Hautmodell (Abbildung 2.7) sieht an der Hautoberfläche eine dünne gefäßlose (avaskuläre) Schicht, die Oberhaut (Epidermis) vor. An den meisten Stellen des Körpers ist diese ca. 100 µm dick. Unter ihr befindet sich eine gefäßreiche (vaskuläre) Schicht, die Lederhaut (Dermis). Ihre Schichtdicke variiert von 0,5 mm über den Augenlidern bis zu 4 mm am Rücken. Für das konkret verwendete Modell der Innenseite des Unterarms wurde eine messtechnisch bestimmte Schichtdicke von 1,2 mm verwendet. Entsprechend des gegenwärtigen Wissensstandes befinden sich zwei Gefäß-Geflechte (Plexus) in der Dermis: der direkt unter der Epidermis liegende *subpapilläre*

Plexus und der *tiefe Lederhaut-Plexus*, welcher nahe der Grenze zwischen Dermis und subkutaner Fettschicht liegt. Hinsichtlich möglicherweise weiterer existierender Gefäßgeflechte zwischen Dermis und subkutaner Fettschicht herrscht derzeit noch Uneinstimmigkeit. Die Gefäße im Bereich des *tiefen Lederhaut-Plexus* und des *subpapillären Plexus* werden als ein gleichförmig verteiltes Netz von Gefäßen mit abnehmendem Durchmesser in Richtung zur Hautoberfläche angenommen. In einigen Hautarealen des Körpers, wie zum Beispiel an den Fingern und an den Zehen, liegen zusätzlich zu den genannten Gefäßgeflechten sogenannte *arteriovenöse Anastomosen* (direkte Verbindungen zwischen kleinen Arterien und kleinen Venen), mit denen massive Änderungen in der Haut-Durchblutung erwirkt werden können. *Arteriovenöse Anastomosen* treten üblicherweise in der tiefen Dermis, etwa in der Höhe der Schweißdrüsen auf. Diese Gefäße bilden eine Bypass-Möglichkeit zwischen Arterien und Venen zur Umgehung des kapillaren Netzwerks, welche nach gegenwärtigem Kenntnisstand eine bedeutende Rolle bei der Ganzkörperthermoregulation spielt. Unterhalb der Dermis liegt eine Fettgewebeschicht, deren Dicke über den ganzen Körper und von Mensch zu Mensch variiert. Unter der Fettgewebeschicht liegen je nach betrachteter Körperstelle Muskeln, Knochen oder anderes Gewebe mit unterschiedlicher Dicke.

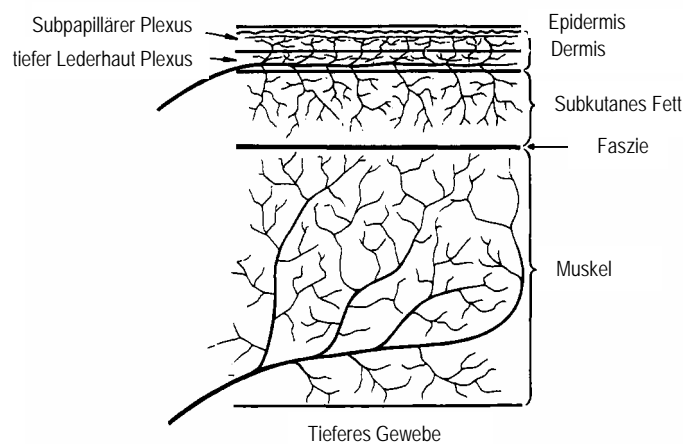


Abbildung 2.7: Das Hautmodell von Wilson and Spence [149]

Einen weiteren Aspekt der Arbeit von Wilson und Spence stellte die detaillierte Diskussion der beteiligten physikalischen Prozesse beim Wärmetransfer in der Haut und vor allem der Wärmeaustausch zwischen warmem Arterienblut und von Geweben umgebenen Blutgefäßen dar.

Chato 1980 [150] führte diesbezüglich bereits eine ausführliche Analyse des Wärmeaustausches zwischen Gewebe und Gefäßen mit verschiedenen geometrischen Konfigurationen durch und folgerte, dass das Ausmaß des Wärmeaustausches zwischen Gefäßen und Gewebe stark von der Gefäßgröße abhängt. Ein relevanter Wärmeaustausch findet nur bei Gefäßen mit einem Durchmesser größer als 50 μm statt. Bei kleineren Gefäßen erreicht das Blut aufgrund der thermischen Gewebeeigenschaften von Blut und umgebenden Gewebe bereits nach einer Distanz, die viel kürzer ist als die typische Gefäßlänge, die lokale Temperatur. Die meisten Arteriolen in der tiefen Dermis besitzen einen Durchmesser von ca. 50 μm (einige auch von ca. 100 μm), während die arteriellen Netzwerke näher der Hautoberfläche einen viel kleineren Durchmesser haben. Daraus folgt, dass der Wärmeaustausch zwischen dem in die Dermis eintretenden arteriellen Blut und dem umgebenden Gewebe hauptsächlich nahe dem *tiefen Lederhaut-Plexus* stattfindet und bereits abgeschlossen ist, bevor die kleineren Gefäße des arteriellen Gefäßbaums erreicht werden. Zusätzlich sind an diesem Ort gegebenenfalls vorhandene *arteriovenöse Anastomosen* (durchschnittlicher Gefäßdurchmesser ca. 50 μm) lokalisiert, was die tiefe Lederhaut in noch größerem Maße zum Hauptort des Wärmeaustausches macht. Im Hinblick

auf den Wärmeaustausch modellierten Wilson und Spence die Dermis in [149] als zweischichtig: eine thermisch wirksam durchblutete tiefe Lederhaut und eine ‚nur‘ metabolisch relevante obere Dermis ohne signifikanten thermischen Einfluss. Ebenso wird die subkutane Fettschicht aufgrund der nur geringen Durchblutung und geringen Stoffwechselanforderungen als thermisch nicht relevant angenommen (Abbildung 2.8). Auf Basis dieser Annahmen werden die die Dermis versorgenden Blutgefäße als hauptverantwortlich für die thermischen Prozesse in der Haut gesehen und der entsprechende thermisch relevante Blutfluss gemäß

$$\omega_d = (\delta_{ud} BF_{ud} + \delta_{ld} BF_{ld} + \delta_f BF_f) / \delta_{ld}$$

modelliert, wobei δ die Dicke und BF den (nur metabolisch relevanten) Blutfluss in den drei Schichten der oberen bzw. unteren Dermis und des Fettes darstellt, entsprechend den jeweiligen Indizes ud , ld und f .

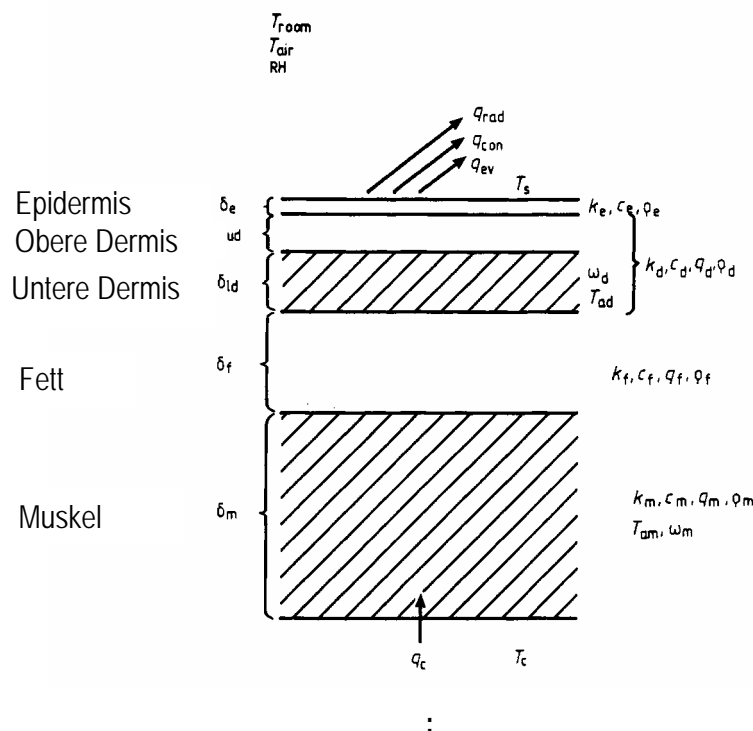


Abbildung 2.8: Das von Wilson and Spence [149] verwendete Wärmetransfermodell der Haut. Die thermisch wirksame Durchblutung ist nur in den zwei schraffierten Schichten berücksichtigt

Das von Wilson und Spence in [149] präsentierte Haut-Modell wurde von Hodson et al. 1989 [151] als sehr erfolgreich erachtet. Sie bemerkten, dass die von Wilson und Spence verwendeten Modelle zu den fundierten und anerkannten Lösungen geführt haben und schlugen daher vor, diese Modelle als Referenz bei der Bewertung anderer Methoden zu verwenden. Weiters stellten Hodson et al. ein heterogenes ebenes Modell vor, das einer analytischen Lösung zugänglich ist. Ein Vergleich der analytischen Lösungen mit numerischen Berechnungsergebnissen zeigte gute Übereinstimmung. Der Vorteil der analytischen Lösung ist, dass der Temperaturwert in jedem Punkt (sowohl in der Zeit- als auch der Raumdimension) ohne großen Zeitaufwand berechnet werden kann, ohne die Temperatur auch in den anderen Punkten berechnen zu müssen (wie bei numerischen Verfahren erforderlich). Einschränkungen des analytischen Lösungsansatzes ergeben sich jedoch hinsichtlich der Berücksichtigung nichtlinearer Effekte. Diese Tatsache wurde auch von Deng und Liu 2002 [152] aufgezeigt, die analytische Lösungsansätze für ein- und

dreidimensionale Fälle präsentierten. Die Autoren schränkten ein, dass ihre Modelle für Situationen, in denen die Durchblutung signifikant von der externen Erwärmung abhängt, nicht direkt verwendbar waren.

Um den Einfluss verschiedener Modellparameter in einem Schichtenmodell zu untersuchen, publizierten Cui und Barbenel 1990 [153] und 1991 [154] zwei Arbeiten mit unterschiedlichen Aussagen über die Bewertung der einzelnen Parameter. Hinsichtlich der Haut-Oberflächentemperatur bezeichnen die Autoren vor allem die äußeren konvektiven Verhältnisse, die Umgebungstemperatur und die Temperatur an der unteren Modellgrenze als relevant. Metabolische Wärmeerzeugung und Durchblutung wirkten sich nur vernachlässigbar auf die sich einstellende Haut-Oberflächentemperatur aus. Die physiologischen Modellparameter haben jedoch signifikanten Einfluss auf die transienten thermodynamischen Vorgänge in der Haut. Eine Ausnahme stellte diesbezüglich die metabolische Wärmeerzeugung dar, die eher geringen Einfluss zeigte (bei Werten kleiner als 2000 W/m^3 , was üblicherweise angenommen werden kann). Ein weiterer interessanter Aspekt der Arbeiten von Cui und Barbenel war die Untersuchung des Einflusses der geometrischen Form der Hautoberfläche (Oberflächenkrümmung). Die Ergebnisse zeigten, dass die Krümmung des Schichtenmodells für Radien größer $0,1 \text{ m}$ im Zylindermodell bzw. für Radien größer $0,15 \text{ m}$ im Kugelmodell keinen signifikanten Einfluss mehr besitzt. Da diese Voraussetzung an vielen Stellen des menschlichen Körpers nicht gegeben ist, stellt dies eine der wesentlichsten Einschränkungen dieses Modells dar. Hinsichtlich der Bedeutung der einzelnen Hautschichten kommen die Autoren zum Schluss, dass die Dermis aufgrund ihrer wesentlich größeren Schichtdicke entsprechend mehr Einfluss auf das thermische Verhalten der Haut hat, als die vergleichsweise dünne Epidermis. Speziell für Wärmeleitfähigkeitswerte der Epidermis von größer als $0,2 \text{ W/m.K}$, verliert diese maßgeblich ihren Einfluss auf die Berechnungsergebnisse. Für die Praxis bedeutet dies, dass im Falle von Wärmeleitfähigkeitswerten der Epidermis größer als $0,2 \text{ W/m.K}$ keine hohen Genauigkeitsanforderungen hinsichtlich ihrer thermischen Gewebeeigenschaften gestellt werden müssen.

Einige der Befunde von Cui und Barbenel wurden von Jiang et al. [155] im Zuge von Arbeiten bezüglich der thermischen Eigenschaften und geometrischen Dimensionen bei Hautverbrennungen bestätigt. Die metabolische Wärmeentwicklung wurde in dieser Arbeit vernachlässigt, da sie sehr klein und wenig relevant im Vergleich zu den anderen involvierten Wärmeflüssen angenommen werden konnte. Untersucht wurden die Effekte von Variationen der Durchblutung in der Dermis und tieferen Schichten auf die transienten thermodynamischen Vorgänge in der Haut, sowie die Verbrennungsgradverteilung. Für kurze (thermische) Expositionszeiten erwies sich der Effekt der Haut-Durchblutung als vernachlässigbar im Hinblick auf das Ausmaß des Verbrennungs-Gewebeschadens. Vielmehr spielt die spezifische Wärmekapazität der Haut in solchen Expositionsszenarien eine entscheidende Rolle.

Der Einfluss von Modellierungsparametern wurde auch in der Arbeit von Riu et al. [156] untersucht. Sie versuchten die Schwellwerte für die Wärmeempfindung, hervorgerufen durch Mikrowellenstrahlung ($2.45 - 94 \text{ GHz}$) zu erklären, indem sie ein eindimensionales Modell für isolierte Haut verwendeten und dafür sowohl analytische als auch numerische Lösungswege mit der Finiten Elemente Methode (FEM) beschrritten. Die Ergebnisse deuteten darauf hin, dass diese Schwellwerte mit einer örtlich begrenzten Temperaturerhöhung von $0,07^\circ\text{C}$ an und in der Nähe der Hautoberfläche korrespondieren. Weiters berichteten die Autoren davon, dass die genaue Lokalisation der Thermorezeptoren unbedeutend ist, solange sie sich innerhalb der obersten $0,3 \text{ mm}$ befinden. Im betrachteten Simulationszeitraum waren die Ergebnisse praktisch unabhängig von der Haut-Durchblutung, aber stark abhängig von der Wärmeleitfähigkeit der Gewebe, wobei diese Abhängigkeit stark mit der Frequenz anstieg. Nach den Schlussfolgerungen der Autoren wird der Einfluss der Wärmeleitung auf die Oberflächentemperatur der Haut ab ca. 10 GHz dominant.

Gustrau und Bahr [157] verwendeten ein Hautschichtenmodell und führten Simulationen mit und ohne Berücksichtigung einer Fettschicht durch (Abbildung 2.9). Sie stellten fest, dass die Isolation der Fettschicht das Ausmaß und die Dynamik des Wärmegleichgewichtsprozesses beeinflusste. Bei Berücksichtigung der Fettschicht, wurde ein Temperaturanstieg von $\Delta T=0.84^{\circ}\text{C}$ bis zum Gleichgewichtszustand nach 15 min Exposition erreicht. In der Simulation ohne der Fettschicht wurde eine Temperaturerhöhung von $\Delta T=0.4^{\circ}\text{C}$ nach 3 min erreicht. Die Simulationsergebnisse für eine Leistungsdichte von 10 mW/cm^2 bei 77 GHz stimmten gut mit der experimentell gemessenen Temperaturerhöhung von $\Delta T=0,7^{\circ}\text{C}$ überein, speziell wenn man die Variabilität der Messdaten aufgrund von interindividuellen physiologischen Differenzen und die Vereinfachungen des eindimensionalen Modells berücksichtigt.

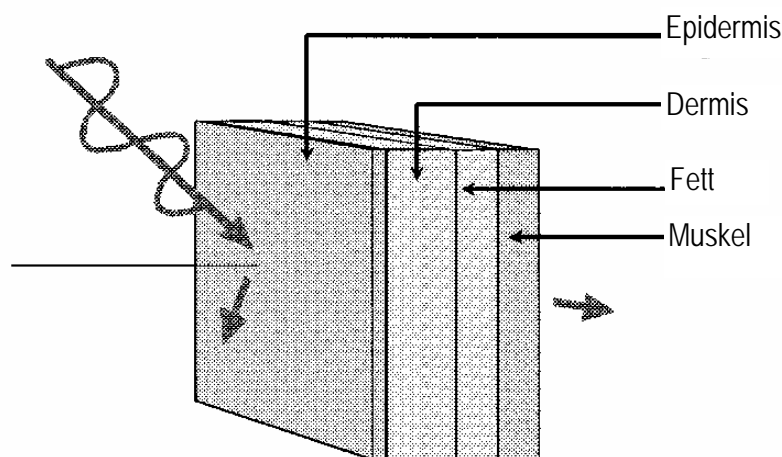


Abbildung 2.9: Das von Gustrau und Bahr [157] verwendete Schichtenmodell der Haut

Zweidimensionale Modelle

Für den Versuch das Ausmaß von Gewebe-Verbrennungsschäden vorherzusagen, verwendeten Ng und Chua 2002 [158], [159] ein- und zweidimensionale Modelle, um das Fortschreiten der Gewebeschädigung während und nach dem Verbrennungsprozess zu simulieren und um die therapeutische Wirksamkeit der Kühlung nach der Verbrennung, basierend auf thermischen Betrachtungen, zu studieren. Beide Modelle lieferten ähnliche Ergebnisse hinsichtlich der Temperaturverteilung im Gewebe. Als Begründung für die Verwendung von nur ein- und zweidimensionalen Modellen gaben die Autoren an, dass die exponierte Oberfläche im Allgemeinen sehr groß im Verhältnis zur Tiefe der Verbrennung ist und daher die dreidimensionale Betrachtung im Rahmen der untersuchten Fragestellung nicht notwendig erscheint.

2.9.2 Modelle für das Auge

2.9.2.1 Dokumentierte numerische Modelle

Die Auswirkung von HF-Exposition auf das menschliche Auge wurde in vielen Arbeiten untersucht, wobei nicht nur die Exposition durch Feldquellen des Alltags betrachtet wurde, sondern z.B. auch der Bereich der Hyperthermie zur Behandlung von Krebsgeschwüren in den Augen (hauptsächlich Retinoblastome). Die numerischen Methoden, die in den meisten dieser Arbeiten verwendet wurden, waren nicht detailliert genug, um die anatomische Struktur des Auges (Abbildung 2.10) in allen Details zu repräsentieren. Der Hauptgrund

dafür ist, dass das Auge innerhalb des Kopfes modelliert werden musste, da auch die das Auge umgebenden Gewebe signifikanten Einfluss auf die Absorptionsverteilung haben können. Diese Forderung mit der gleichzeitig notwendigen hohen räumlichen Auflösung erfordert entsprechend hohe Computerressourcen (Speicherbedarf), die meist nicht ausreichend zur Verfügung standen. Bei Betrachtung von sehr hohen Frequenzen (kleinen Wellenlängen) und lokal begrenzter Exposition wurden teilweise auch detailliertere Augen-Modelle verwendet [160].

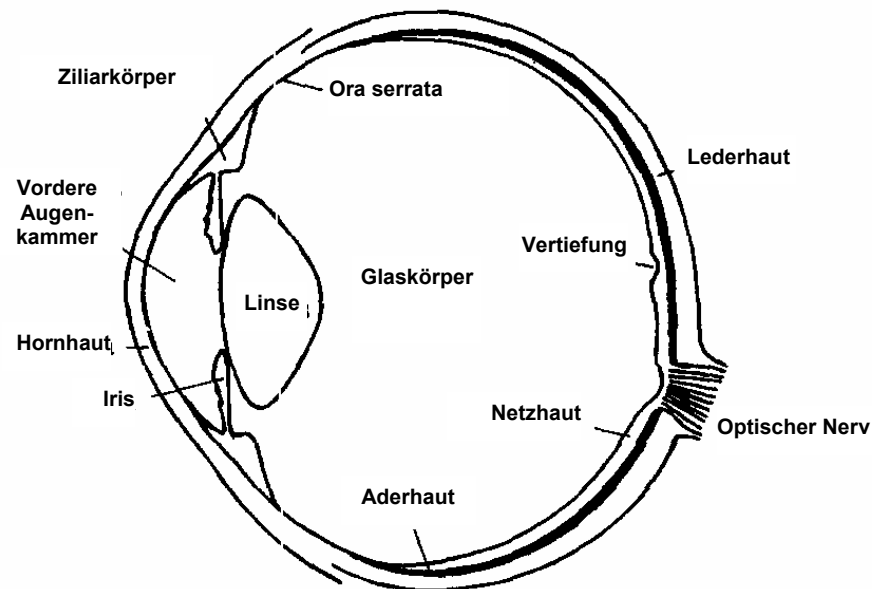


Abbildung 2.10: Querschnitt durch das menschliche Auge

Lagendijk 1982 [161], [162] verwendete die Methode der Finiten Differenzen in Kugelkoordinaten, um die Temperaturerhöhung im Auge während einer Hyperthermie-Behandlung zu berechnen. Obwohl das Modell aufgrund limitierter Computerressourcen nicht sehr detailliert war, zeigten die theoretischen und experimentellen Studien eine bemerkenswerte Übereinstimmung.

Um höhere Genauigkeit ohne die Einschränkung hinsichtlich Zeitstabilität der expliziten Methoden zu haben, verwendete Scott 1988 [163] die Finite-Elemente (FE) Methode für Berechnungen in einem schematischen Ausschnitt des Auges (Abbildung 2.11). Das bemerkenswerte dieses Ansatzes war, dass damit zum ersten Mal ein hoher Grad an Detailtreue der (teilweise sehr kleinen) anatomischen Strukturen im Auge erreicht werden konnte. Die Auswirkung von Unsicherheiten der Modellparameter auf die Berechnungsergebnisse wurde anhand einer Sensibilitätsanalyse bewertet. Es zeigte sich, dass die Wärmeleitfähigkeit der Linse und die Durchblutungsrate in der Aderhaut signifikanten Einfluss auf die Temperatur in den vorderen Augenbereichen haben. Auch die Verdunstungsrate an der Augenoberfläche zeigte beträchtliche kühlende Wirkung auf dieses Gebiet. Weiters zeigte sich eine Abhängigkeit der Temperaturverteilung von Veränderungen der Umgebungstemperatur und der Bluttemperatur. Eine der wesentlichsten Einschränkungen des verwendeten Modells waren die Vereinfachungen hinsichtlich der Durchblutungs-Modellierung. Durchblutung wurde nur in den Bereichen der Leder-, Ader- und Netzhaut, jedoch nicht im Bereich der Iris und des Ziliarkörpers angenommen. Weiters erwähnte der Autor, dass das Modell nicht die komplexe Struktur des diskreten Gefäßsystems in der Lederhaut berücksichtigt. Einsatz fand dieses von Scott beschriebene Modell bei der Berechnung der Temperaturerhöhung bei infraroter Strahlung [164] und Laserquellen [165].

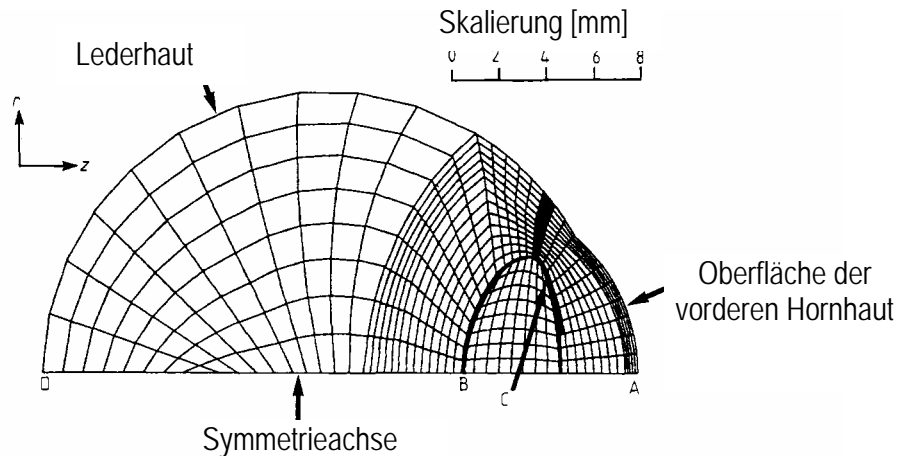


Abbildung 2.11: Das von Scott [163] verwendete Finite Elemente Modell des Auges

In einer Arbeit von Geiser et al. 2004 [166] wurde ein, zwar anatomisch nicht sehr detailliertes, jedoch hinsichtlich der Durchblutungsmodellierung wesentlich verbessertes, FE Modell vorgestellt. Konkret wurde in dem Modell auch die Durchblutung im Ziliarkörper und die Absorption von sichtbarem Licht auf der Retina berücksichtigt. Die mit dem Modell gewonnenen Berechnungsergebnisse zeigten bemerkenswerte Übereinstimmung mit experimentellen, thermographisch erfassten Daten für drei bei verschiedenen Umgebungstemperaturen (-20°C, 20°C und 40°C) exponierten Personen.

Thermographie zur experimentellen Verifizierung von Berechnungsergebnissen wurde auch von Gustrau und Bahr 2002 [157] eingesetzt. Sie verglichen ihre Berechnungsergebnisse mit Experimenten an einem Auge eines Schweines *in vitro*. Für die thermodynamischen Berechnungen wurde ebenfalls die FE Methode zur Lösung der Bio-Wärmetransportgleichung (*Bio-Heat-Transfer-Equation*) eingesetzt. Die SAR Verteilung zufolge HF-Exposition mit W-Band Frequenzen wurde jedoch mit der FDTD Methode berechnet. Aufgrund der hohen betrachteten Frequenzen wurde von den Autoren ein vereinfachtes Modell als ausreichend angesehen (Auge nur in Muskel und Haut eingebettet, jedoch keine Berücksichtigung des Kopfes).

Das detaillierteste thermische FDTD Modell des Auges wurde von Gosalia et al. 2004 [167] in einer Arbeit über die Temperaturerhöhung im Auge durch ein Retina-Implantat-System verwendet. Das implantierte System bestand aus dem implantierten intra-okularen und einem extra-okularen Teil, die über eine drahtlose (Funk-)Verbindung miteinander kommunizieren. Der implantierte Teil sorgt, entsprechend den Daten vom extra-okularen Teil, für die Stimulation der Retinazellen mit dem Ziel, dem blinden Patienten einen Seheindruck zu vermitteln. Der Betrieb dieses Systems führte aufgrund der absorbierten Strahlungsleistung von der Funkverbindung und aufgrund des Leistungsverbrauchs der implantierten Mikrochips zu einem merkbaren Temperaturanstieg im Auge. Mit dem anatomisch sehr detaillierten Modell konnte aus Rechenzeitgründen nur ein relativ kurzer Zeitraum betrachtet werden.

Mit einem anatomisch einfacheren, jedoch thermisch verfeinerten Modell (Berücksichtigung von Thermoregulation und Durchblutung) zeigten die Berechnungsergebnisse von Lazzi et al. 2003 [168] signifikant niedrigere resultierende Temperaturerhöhungen im Auge im Vergleich zum thermodynamisch vereinfachten Modell von [167].

Schließlich wurde in der bereits in Kapitel 2.6.3.3 erwähnten Arbeit von Flyckt et al. 2006 [117] ein in 0,25 mm Schritten aufgelöstes Augenmodell mit Unterscheidung von Kornea, Sklera, Linse und Glaskörper, sowie des Adernhautgeflechtes verwendet.

2.9.3 Modelle für das Innenohr

Obwohl einige wenige Arbeiten zu möglichen Einflüssen einer Temperaturerhöhung auf die auditiven Funktionen vorliegen, existieren bislang noch keine detaillierten, für die HF-Dosimetrie geeigneten numerischen Modelle.

Beispielsweise kann eine leicht erhöhte Körperkerntemperatur nach Arbeiten von Kohshi et al. 1990 [169] und Attias et al. 1991 [170] Veränderungen von auditiven Hirnstamm-Reaktionen hervorrufen.

Während gezielter Erhöhung der Körperkerntemperatur (mittlere Temperatur ca. 38,4°C) durch extreme klimatische Bedingungen (Klimakammer) wurden von Ferber-Viart et al. 1995 [171] signifikante Rückgänge der Amplituden- und Spitzenwerte von akustisch evozierten Potenzialen bei Menschen festgestellt. Diese Veränderungen wurden mikromechanischen Aktivitäten der äußeren Haarzellen (OHZ) zugeordnet. Die Autoren schlugen mehrere Erklärungsmodelle vor, wie die Temperatur die OHZ beeinflussen könnten: durch direkte thermische Beeinflussung der Ionenkanäle, durch thermisch induzierte Kontraktionsmechanismen oder durch die Temperaturabhängigkeit von Stoffwechselfvorgängen (z.B. Sauerstofftransport). Eine Überprüfung dieser Hypothesen steht allerdings noch aus.

Ein weiterer im Hinblick auf die HF-Exposition möglicherweise interessanter Aspekt ist die Strahlungsabsorption und daraus eventuell folgende Temperaturerhöhung im Hörnerv, da bekannt ist (z.B. Franssen et al. 1999 [172]), dass eine Temperaturerhöhung die Informationsübertragung in Nervenbahnen einschränken oder im Extremfall sogar blockieren kann. Weiters wurden auch Gehör bezogene Neuropathien in Zusammenhang mit erhöhten Körpertemperaturen berichtet (Starr et al. 1998 [173]).

Schließlich verleiht eine Arbeit von Lönn et al. 2004 [174], die den Zusammenhang zwischen Mobiltelefonbenützung und dem Auftreten von akustischen Neuomen untersucht, der Untersuchung der Absorptions- und Temperaturverhältnisse im Innenohr während HF-Exposition besondere Bedeutung.

Einen der bisher wenigen dokumentierten Versuche hinsichtlich dosimetrischer Untersuchungen im Innenohr führten Burkhardt et al. 1991 [175] durch, wobei in dieser Arbeit das Innenohr generisch auf Basis von anatomischen Lehrbuchabbildungen modelliert wurde und die räumliche Auflösung der FDTD-Berechnung nicht besser als 0,125 mm³ war. Aufgrund der Kleinheit der menschlichen Innenohrstrukturen erlaubte diese Auflösung keinen sehr hohen Grad an Detailtreue bzw. konnten die feinen und komplexen Konturen nur sehr grob angenähert werden („Stufeneffekt“ der Diskretisierung).

2.9.4 Modelle für die Pinealdrüse

Die Pinealdrüse liegt sehr tief im Schädelinneren und ist dadurch im Vergleich zu weiter außen liegenden Gewebereichen relativ gut gegenüber der Exposition durch HF-Felder geschützt. Obwohl die gegenwärtige wissenschaftliche Datenlage eher darauf hinweist, dass bei üblichen Befeldungsstärken keine Effekte von HF-Exposition auf die Funktion der Pinealdrüse zu erwarten sind (z.B. Blackman & Heynick 2003 [176]), wird sie nach wie vor in diesem Zusammenhang als interessantes Zielorgan angesehen. Insbesondere deshalb, da gegenwärtig sowohl aufgrund fehlender Informationen hinsichtlich ihrer elektrischen und thermischen Eigenschaften als auch wegen ihres Fehlens in den bisher verwendeten Kopfmodellen bis dato keinerlei quantitative Aussage über die Absorptionsverhältnisse in ihr gemacht werden konnten.

3 EINGESETZTE BERECHNUNGSMETHODEN

Obwohl für komplexe elektromagnetische bzw. elektrodynamische Problemstellungen mehrere Berechnungsmethoden, wie z.B. Finite Elemente (FE), Finite Integrale (FI), Finite Differenzen im Zeitbereich (FDTD) und die Momenten-Methode (MoM) einsetzbar und ausreichend etabliert sind, hat sich für die Analyse der Strahlungsabsorption im Körper (vor allem bei Körpernahen Strahlungsquellen) in den vergangenen Jahren eindeutig die FDTD-Methode durchgesetzt. Diese Methode bietet eine Reihe von Vorteilen hinsichtlich der Modellierung komplexer und elektrisch heterogener Geometrien, wie sie anatomisch detaillierte numerische Körper- bzw. Kopfmodelle darstellen. Gleichzeitig ist das Problem der relativ hohen Anforderungen der FDTD-Methode an die Rechnerressourcen durch die enorme Steigerung der Leistungsfähigkeit moderner Personal Computer (PC) in den letzten Jahren entscheidend entschärft worden. Mit den bereits erhältlichen 64 Bit PC-Architekturen und ebenfalls bereits zumindest in Beta-Versionen verfügbaren 64 Bit FDTD-Softwarepaketen sind komplexe Expositionsszenarien z.B. im Kopfbereich mit räumlichen Auflösungen im Sub-Millimeterbereich berechenbar geworden. Ein weiterer Vorteil der FDTD-Methode besteht darin, dass aufgrund ihrer großen Verbreitung bereits mehrere anatomisch detaillierte numerische Körper- und Kopfmodelle kommerziell erhältlich sind. Zusätzlich bieten einige kommerziell erhältliche FDTD-Softwarepakete neben den elektromagnetischen auch thermische Lösungsmodule an, was die Behandlung beider physikalischer Teilaspekte ohne eine (eventuell mit Unsicherheiten behafteter) Datenportierung ermöglicht.

Für die konkret im Rahmen dieses Vorhabens durchgeführten Berechnungen wurden FDTD-Softwarepakete der SEMCAD-Simulationsplattform (SPEAG, Zürich, Schweiz) verwendet. Diese Programmpakete verfügen sowohl über leistungsfähige elektromagnetische Solver (derzeit neben 32 Bit Version auch bereits 64 Bit Version verfügbar) als auch über leistungsfähige thermische Solver, die sich für Behandlung der gegenständlichen Aufgabenstellungen bestmöglich eignen. Die verwendeten thermischen Solver arbeiteten dabei ausschließlich auf Basis der Pennes'schen Bio Heat Transfer Equation (BHTE). Dies kann insofern gerechtfertigt werden, da die bisher vorliegende Literatur darauf hinweist, dass für die im Rahmen dieses Vorhabens relevanten Fragestellungen (Exposition durch Geräte der Mobilkommunikation) dieses mathematische Modell als ausreichend angesehen werden kann (vgl. z.B. [117])

Zur optimalen Ausnutzung der Hardwareressourcen wurden alle Berechnungen mit „Graded-Mesh“-Diskretisierung durchgeführt, wobei die räumliche Auflösung im jeweils interessierenden Bereich (z.B. Innenohrbereich bei seitlicher Befeldung, Auge bei frontaler Befeldung) möglichst hoch gehalten wurde. Unter Verwendung von anatomisch detaillierten Kopfmodellen (in Summe mehr als 60 unterschiedene Gewebebereiche) waren damit mit 32 Bit Rechnerarchitektur (4 GB Arbeitsspeicher) Modelle mit bis zu 25 Millionen FDTD-Zellen (minimale Voxelgröße ca. $0,015 \text{ mm}^3$), und mit 64 Bit Rechnerarchitektur (8 GB Arbeitsspeicher) Modelle mit bis zu 50 Millionen FDTD-Zellen (minimale Voxelgröße ca. $0,001 \text{ mm}^3$) berechenbar.

4 VERIFIZIERUNG DER BERECHNUNGSMETHODEN

Zur Erhöhung des Vertrauens in die verwendeten neuen Simulationssoftwarepakete wurde eine Verifizierung anhand eines einfachen experimentellen Modells durchgeführt. Es wurden Messungen des Temperatureanstieges in einem homogenen Gewebemodell (Phantom) durchgeführt und den entsprechenden (FDTD-) Berechnungsdaten gegenübergestellt.

4.1 Versuchsaufbau

Der Versuchsaufbau besteht aus einem Würfel aus Acrylglas (Kantenlänge 15 cm, Wandstärke 2 mm), der mit einem hochviskosem, geleeartigen Phantommaterial gefüllt wurde. Die Abmessungen wurde so gewählt, um für die bei dem Versuch verwendete Frequenz von 900MHz eine möglichst effiziente Einkopplung der HF-Energie zu erzielen.

Es wurde bewusst kein flüssiges Phantommaterial verwendet um thermische Vorgänge durch Konvektion im Inneren des Phantommaterials und damit eine Verfälschung des Messergebnisses zu minimieren. Nach Ende der Verarbeitungszeit des Gelees nimmt dieses eine feste, gelblich-transparente Konsistenz an, so das eine optische Sichtkontrolle zur Lage der Temperatursensoren gegeben ist.

Die Befeldung des Würfels erfolgte mit einem Halbwellendipol in 8 cm Entfernung zum Phantom, mittig zu der dem Dipol zugewandten Seitenfläche des Würfels. Der konkret verwendete Dipol wurde hinsichtlich der erzeugten SAR in einem flachen flüssigkeitsgefüllten Phantom evaluiert und es konnte eine Übereinstimmung zwischen SAR-Messung und Simulation von besser als 10% erreicht werden.

Abbildung 4.1 und Abbildung 4.2 zeigen das SEMCAD-Modell und ein Foto des Versuchsaufbaus.

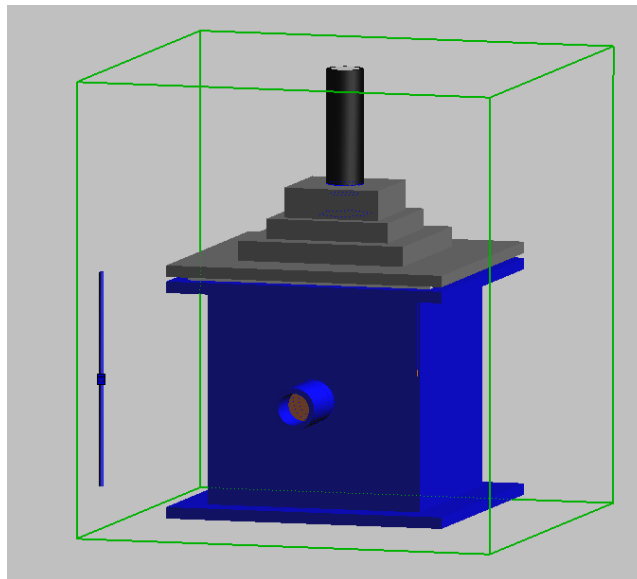


Abbildung 4.1: SEMCAD-Modell des Versuchsaufbaus. Würfel mit 15 Zentimeter Kantenlänge; links ersichtlich: Halbwellendipol für 900 MHz

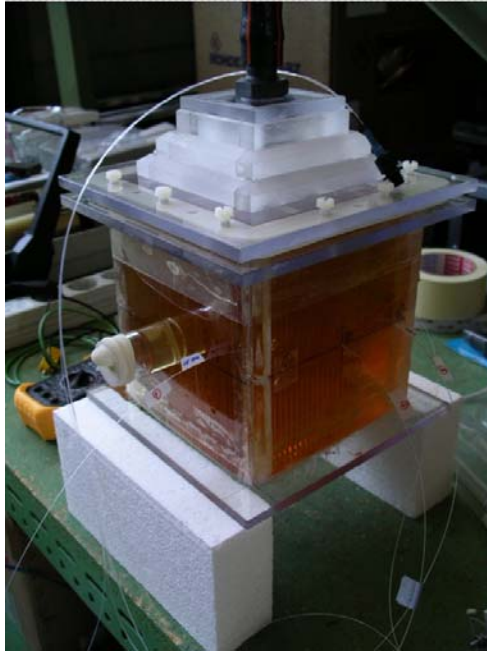


Abbildung 4.2: Phantommaterial-gefüllter Würfel mit eingebrachten faseroptischen Temperatursensoren (Meßsystem: Luxtron 790)

Um sich die Option von Perfusionsbetrachtungen in späteren Versuchen (nicht im Rahmen dieses Vorhabens) offen zu halten, wurden dünne Röhrrchen aus Silikonkautschuk in das Phantommaterial eingegossen (Abbildung 4.3).

Zur Anbringung der Temperatursensoren wurden in die Seitenabdeckungen kleine Löcher mit 0,8 mm Durchmesser gebohrt, und die faseroptischen Temperatursensoren an die definierten Messpunkte geschoben (Abbildung 4.3).

Tabelle 4.1 fasst die Zusammensetzung des verwendeten Phantommaterials und Tabelle 4.2 die dielektrischen Eigenschaften bei 900 MHz zusammen.

Material	[%] auf Masse bezogen	Menge für 3000g Phantommaterial
Wasser (entmineralisiert)	50,0	1500
Natriumchlorid	1,5	45
Ethylenglykol	28,4	852
Gelatine	20,0	600
Bakterizid (Extran 50)	0,1	3

Tabelle 4.1: Zusammensetzung des Phantomgelees für 900 MHz

Materialparameter	Wert
Relative Dielektrizitätskonstante ϵ [1]	55,0
Elektrische Leitfähigkeit σ [S/m]	0,95

Tabelle 4.2: Dielektrische Eigenschaften des Phantommaterials

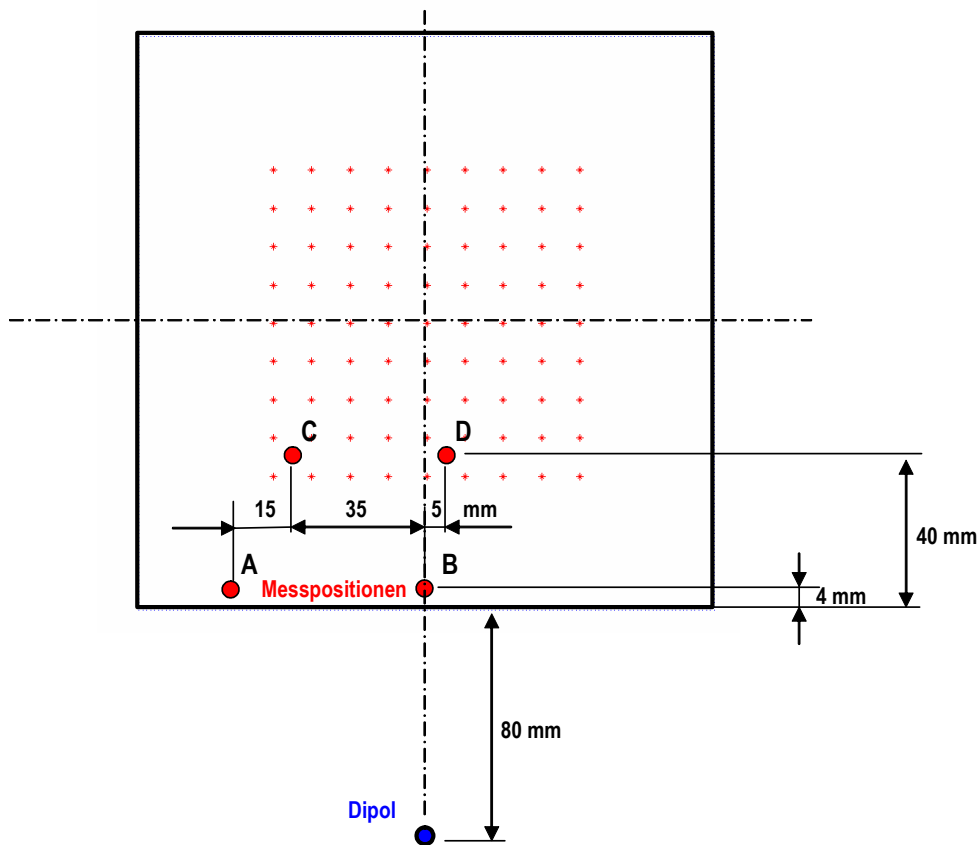


Abbildung 4.3: Draufsicht auf den Würfel mit eingezeichneten Messpunkten (rote Punkte); die hellroten Sternchen markieren die Lage der Silikonschläuche (Option für Perfussionsversuch)

4.2 Messung

Die Messung erfolgte in einer thermisch kontrollierten Umgebung (Klimaanlage), in der während der Messphase nur vernachlässigbare Temperaturschwankungen auftraten (Abbildung 4.4).

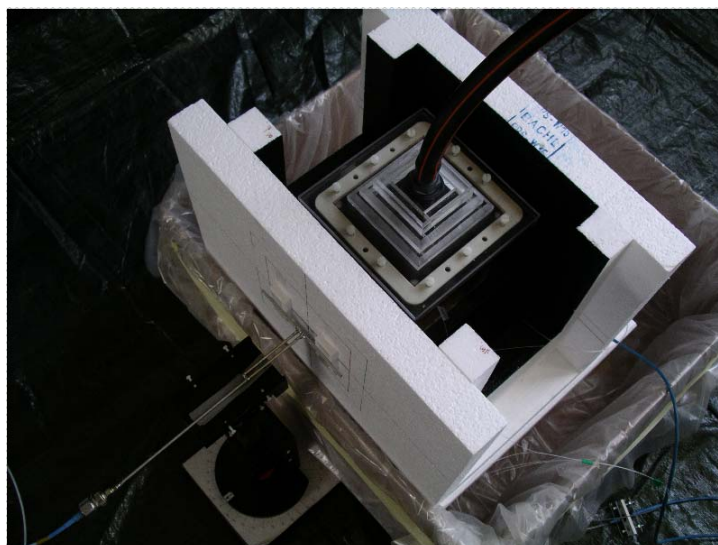


Abbildung 4.4: Draufsicht auf die geöffnete Expositionsrichtung; seitlich links der Halbwellendipol für 900MHz in fixiertem Abstand vom zu exponierenden Würfel; rechts das blaue Zuleitungskabel zu den faseroptischen Temperatursensoren (Luxtron 790)

Abbildung 4.5 zeigt das Messergebnis in Form des zeitlichen Temperaturverlaufs im Phantom. Der Messpunkt an der vorderen Kante (Punkt A) zeigt mit 2,25 Grad Celsius den höchsten Temperaturanstieg. Die abgestrahlte Leistung des Dipols lag bei 30 W (continuous wave) und wurde über ein Powermeter kontrolliert.

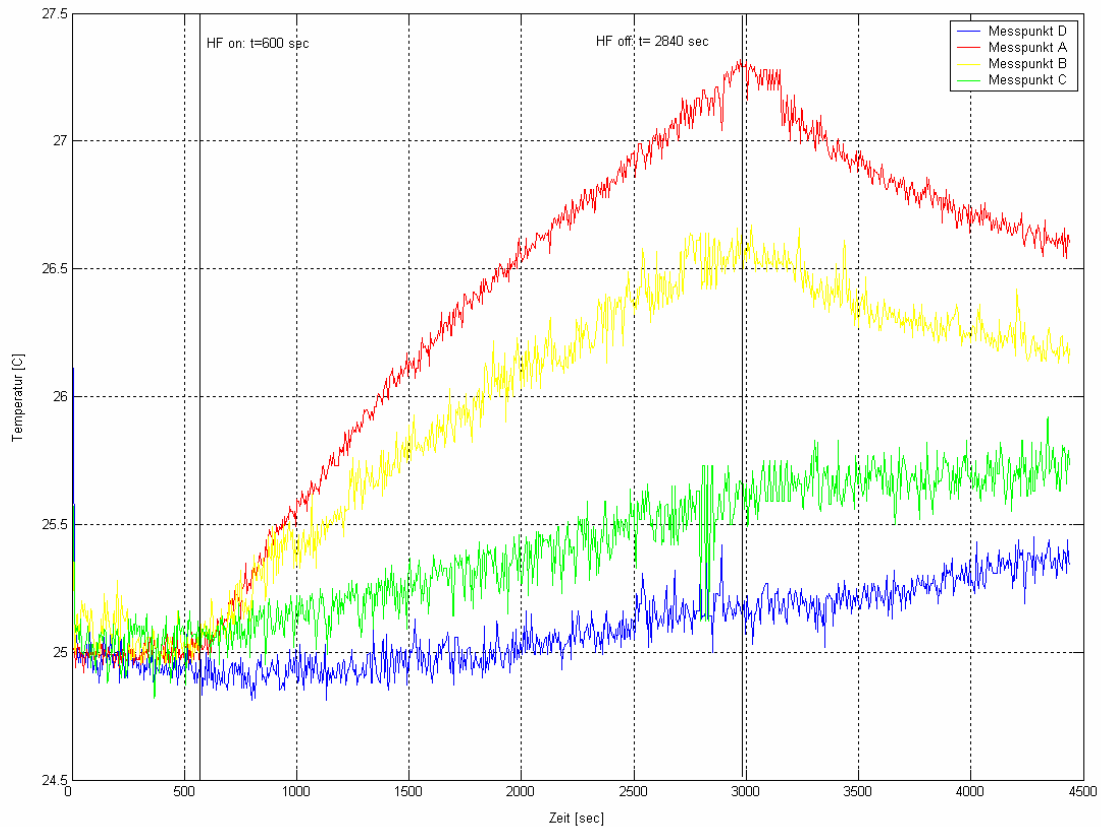


Abbildung 4.5: Zeitlicher Temperaturverlauf an den Messpunkten A,B,C und D nach Abbildung 4.3 mit einer HF-Einschaltdauer von ca. 37 Minuten (entsprechend 2240 Sekunden)

4.3 Simulation

Das Simulationsmodell wurde entsprechend dem experimentellen Aufbau modelliert, d.h.: Abstand Antenne (Halbwellendipol) zum Phantom 8 cm, Eingangsleistung 30 W, Phantommaterial entsprechend Tabelle 4.2.

Abbildung 4.6 zeigt die Temperaturverteilung im Phantom nach 37 Minuten HF-Befeldung in einer Ebene ca. 1,5 cm innerhalb des Phantoms auf der der HF-Quelle zugewandten Seite. Die Maximaltemperaturen (und auch die SAR-Maxima) lagen nicht in der Mitte (in der Achse des Antennenfußpunktes), sondern zu beiden Seiten am Rand. Die ist durch einen „Linseneffekt“ der Acrylglas-Konstruktion (Eckstützen im Inneren des Würfels) zu erklären.

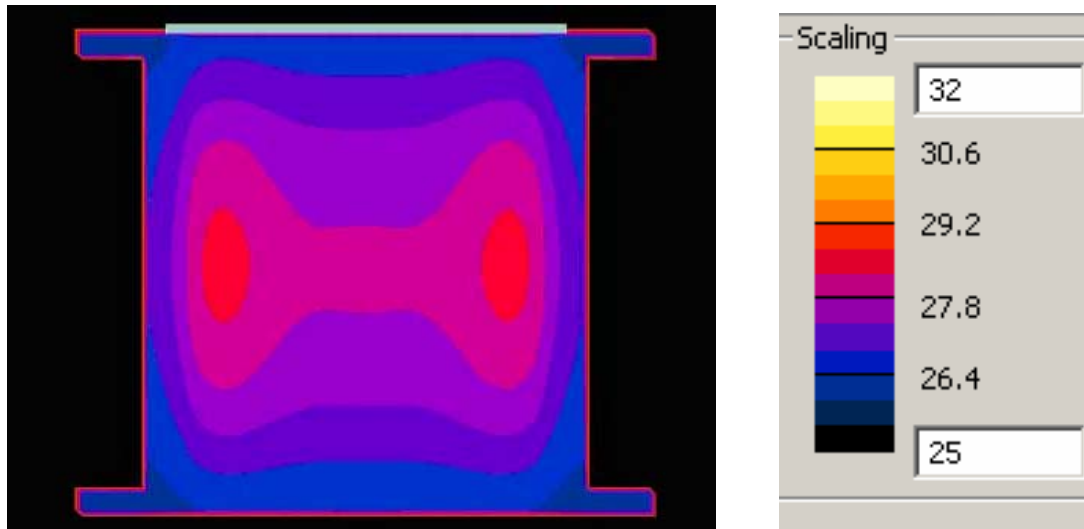


Abbildung 4.6: Simulationsergebnis der Temperaturverteilung nach $t=37$ Minuten in der Schicht 4 Millimeter hinter der vorderen Würfelabdeckung (Ebene der Messpositionen A und B)

4.4 Vergleich von Simulation und Messung

Tabelle 4.3 zeigt den Vergleich der Mess- und Simulationsergebnisse in Form der Temperaturerhöhung in den Messpositionen ca. 37 Minuten (entsprechend 2240 Sekunden) nach dem Einschalten der HF.

Messpunkt	Temperaturanstieg gerechnet [C]	Temperaturanstieg gemessen [C]
A	2,44	2,25
B	1,90	1,40
C	1,04	0,65
D	0,636	0,20

Tabelle 4.3: Vergleich von gerechnetem und gemessenem Temperaturanstieg im Inneren des Phantomwürfels nach ca. 37 Minuten (entsprechend 2240 Sekunden) HF-Einstrahlung

Es zeigt sich dabei ausgezeichnete Übereinstimmung in den oberflächennahen Messpunkten. Die etwas größeren Abweichungen in den tiefer liegenden Punkten ist durch die (während des Experiments mit ruhendem Wasser befüllten) Silikonschläuche im Phantominneren erklärbar (in der Simulation nicht modelliert), die einen zusätzlichen geringen konvektiven Wärmeabtransport in diesem Bereich bewirken.

5 ENTWICKLUNG HOCH AUFGELÖSTER KÖRPERMODELLE

Für die im Rahmen dieses Vorhabens durchgeführten Berechnungen wurden eigens räumlich hoch aufgelöste numerische und anatomisch korrekte Modelle entwickelt. Grundsätzlich wurde dabei als Zielbereich der menschliche Kopf und speziell die Haut, die Augen, die Pinealdrüse und die Organe des Mittel- und Innenohres gewählt. Die HF-Exposition in anderen Körperbereichen (Rumpf) wird in einem eigenen Forschungsvorhaben des deutschen Mobilfunkforschungsprogramms behandelt [177].

Aufgrund der teilweisen Kleinheit der genannten interessierenden Zielstrukturen wurde bei der Entwicklung der Modelle eine räumliche Auflösung von $0,001 \text{ mm}^3$ angestrebt. Da die Erstellung und Segmentierung eines gesamten menschlichen Schädels in einer derart hohen Auflösung aus Aufwandgründen nicht sinnvoll machbar war, wurde das folgende Konzept gewählt. Es wurden zunächst von den interessierenden Organbereichen (Auge, Mittel- und Innenohr, Pinealdrüse) entsprechend hoch aufgelöste Modelle entwickelt und diese anschließend in ein bereits bestehendes, anatomisch detailliertes Kopfmodell anatomisch korrekt integriert. Als Kopfmodell diente dabei ein insgesamt 47 unterschiedliche Gewebebereiche unterscheidendes Modell, basierend auf den Datensatz des *Visual Human Projects*. Die räumliche Auflösung dieses Kopfmodells beträgt $0,5 \text{ mm} \times 0,5 \text{ mm}$ in horizontaler Ebene und 2 mm in vertikaler Richtung.

Die Entwicklung der Detail-Organmodelle für das Auge, die Pinealdrüse und das Mittel- und Innenohr in $0,001 \text{ mm}^3$ Auflösung erfolgte dabei auf Basis einer von ARC Seibersdorf research speziell für solche Zwecke entwickelten Gefrierschnittmethode, bei der gefrorene menschliche Gewebe-Präparate in $0,1 \text{ mm}$ Schrittweite gehobelt und sofort mit einem handelsüblichen Flachbettscanner digitalisiert werden. Im zweiten Schritt erfolgte die Segmentierung (in $0,1 \text{ mm} \times 0,1 \text{ mm}$ Auflösung) der einzelnen Schnittbilder und anschließend die Zusammenführung der einzelnen segmentierten Schnitte zu einem dreidimensionalen Modell (durch IT'IS, Zürich, Schweiz).

Die Untersuchung der Absorptionsverhältnisse und der dadurch verursachten Temperaturerhöhungen in der Haut erfolgte auf Basis eines vereinfachten generischen Modells, repräsentativ für die Verhältnisse am Kopf.

5.1 Modell für die Haut

Für die Berechnungen der HF-Absorption in der Haut und der damit verbundenen Temperaturerhöhungen wurde ein vereinfachtes generisches Schichtenmodell der Haut benutzt, mit einer $0,1 \text{ mm}$ dicken Epidermis und einer $1,5 \text{ mm}$ dicken Dermis auf einer 3 mm dicken subkutanen Fettschicht. Um möglichst die Verhältnisse der seitlichen Kopfhaut anzunähern befindet sich dieses Hautmodell auf einer Schichtenabfolge entsprechend Knochen (6 mm), Zerebrospinalflüssigkeit (1 mm), Hirnrinde (3 mm graue Substanz) und tiefer liegendem Gehirngewebe (modelliert als homogener Block weißer Substanz). Die Annahmen der Schichtdicken für graue Substanz, Zerebrospinalflüssigkeit und Knochen können als typische Werte aus Schnittbildern durch den Schädel im Temporalbereich abgeleitet werden (z.B. aus [178]). Die Schichtdicken von Epidermis, Dermis und Subkutis variieren sehr stark, je nach Lokalisation am Körper. Für die typische Gesamtdicke des Skalps wird in der Literatur zumeist der Bereich von ca. $4\text{-}5 \text{ mm}$ angegeben (z.B. [179]). Aus [180] können epidemale Schichtdicken im Bereich der behaarten Felderhaut von $0,075 \text{ mm}$ – $0,15 \text{ mm}$ abgeleitet werden und aus [181] Gesamtdicken von Dermis plus Epidermis von ca. $0,5 \text{ mm}$ bis ca. 2 mm . D.h., die getroffenen Annahmen von $0,1 \text{ mm}$ Epidermis und $1,5 \text{ mm}$

Dermis liegen im Bereich der Literaturangaben und ergeben mit einer Gesamt-Skalp-Dicke von 4,6 mm eine Subkutis-Schicht von 3 mm.

Mit diesem Modell war es möglich, nicht wie bisher in der Literatur zumeist üblich nur ein- oder zweidimensionale Temperaturberechnungen anzustellen, sondern es wurde die BHTe auf allgemeine Art (d.h. dreidimensional) gelöst.

Weiters wurde bewusst eine flache, nicht gewölbte Oberfläche gewählt, um Erwärmungseffekte zufolge der Strahlungsabsorption, zufolge der Abschnürung der Konvektion durch das der Haut anliegende Mobiltelefon und Erwärmungseffekte zufolge der Erwärmung des Mobiltelefongehäuses selbst differenziert untersuchen zu können. In der Praxis besteht durch die Verformbarkeit der Haut- und Fettschicht üblicherweise ein relativ großflächiger satter Kontakt zwischen Mobiltelefongehäuse und der Haut, der bei Annäherung eines Mobiltelefonmodells an ein anatomisch korrektes Kopfmodell (mit starren, nicht-flachen äußeren Gewebegrenzen) nicht adäquat nachgebildet werden kann. Das flache, aber hinsichtlich der Hautschichtung anatomisch realistische Modell erlaubt dies jedoch. Speziell werden in Nachbildung der realen Thermorezeptoren in der Haut, Punkt-Temperatursensoren in unterschiedlichen Tiefen positioniert um auf diese Weise mögliche Wärmewahrnehmungseffekte untersuchen zu können.

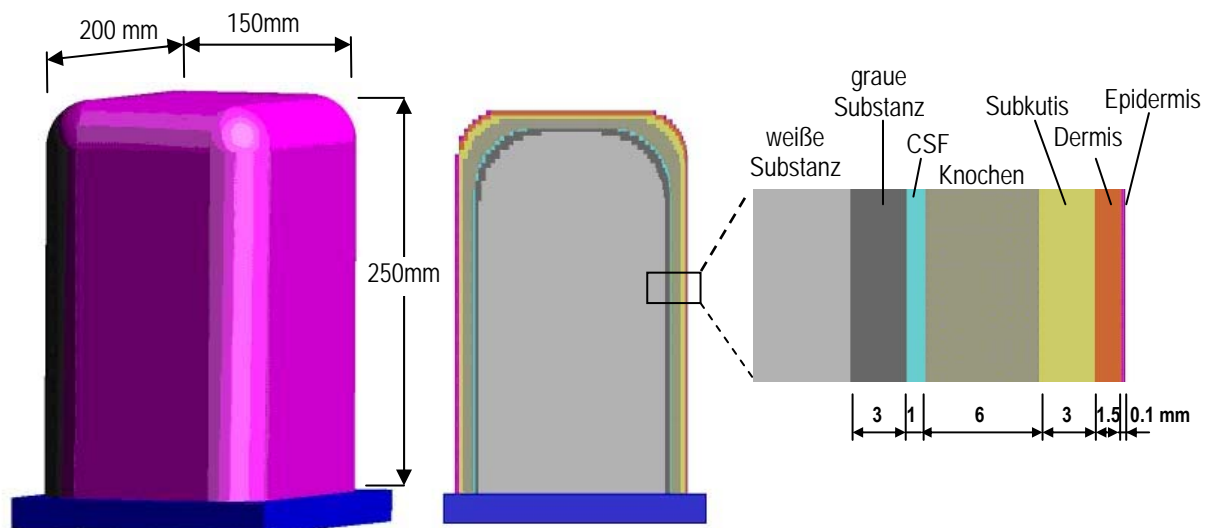


Abbildung 5.1: Verwendetes generisches Hautmodell zur Repräsentation der Kopfhaut (CSF ... Zerebrospinalflüssigkeit)

5.2 Modell für das Auge

Ein numerisches Modell für das Auge wurde mittels der oben genannten Gefrierschnittmethode entwickelt (räumliche Auflösung $0,001 \text{ mm}^3$). Abbildung 5.2 zeigt als Beispiel ein Schnittbild. Da auf Basis der angefertigten Gefrier-Schnittbilder eine klare Unterscheidung zwischen dem (morphologisch und hinsichtlich der elektrischen Eigenschaften unterschiedlichen) kortikalen Linsenbereich und dem Linsenkern (Nucleus) nicht möglich war, wurde der Linsenkern nachträglich manuell modelliert.

Abbildung 5.3 zeigt das entwickelte Augenmodell nach erfolgter Diskretisierung in der SEMCAD-Simulationsumgebung und Abbildung 5.4 das bereits in das kommerziell verfügbare Kopfmodell eingebettete Auge.

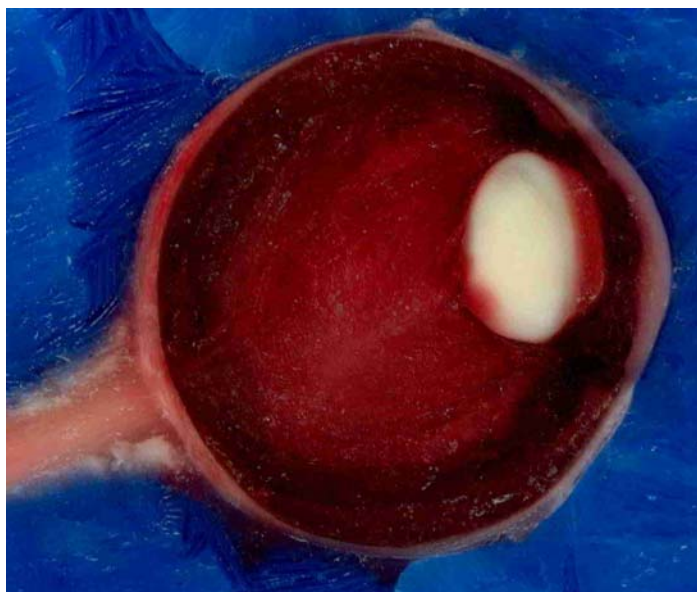


Abbildung 5.2: Mit der Gefrierschnitt-Technik gewonnener Querschnitt durch den menschlichen Augapfel

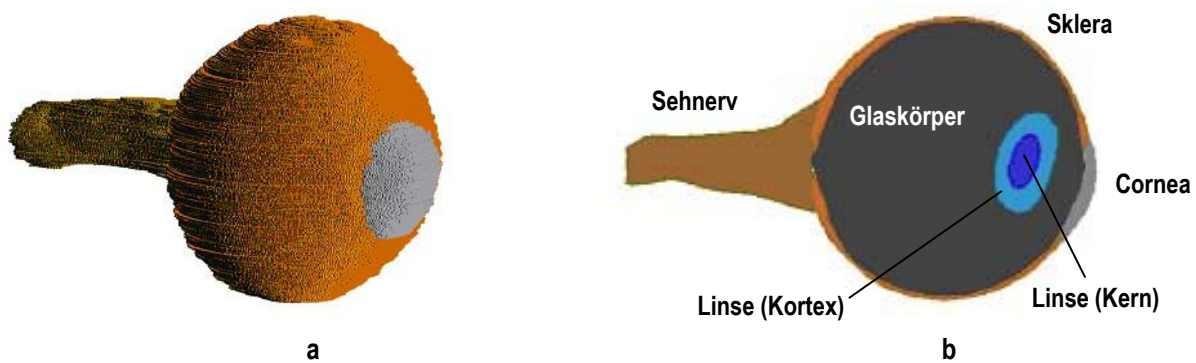


Abbildung 5.3: Diskretisiertes numerisches Modell des Auges: a: 3D-Ansicht, b: Horizontalschnitt

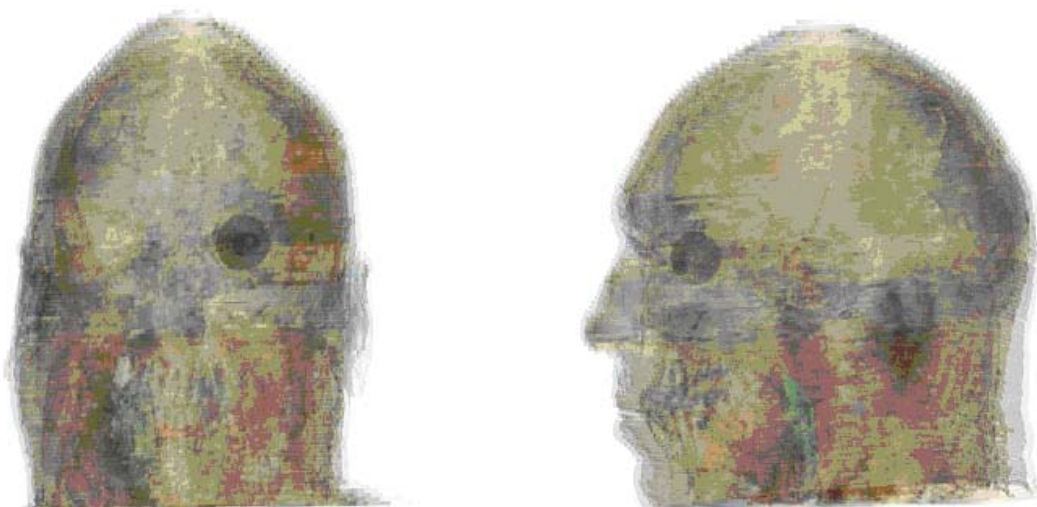


Abbildung 5.4: In das kommerziell verfügbare Kopfmodell eingebettetes Augenmodell

5.3 Modell für die Pinealdrüse

Die Pinealdrüse ist in allen für die HF-Dosimetrie gegenwärtig verfügbaren numerischen Kopfmodellen überhaupt nicht vorhanden. Nach dem selben Konzept wie oben beschrieben wurde daher auf Basis von Gefrierschnitten von menschlichen Gewebeproben ein Modell für die Pinealdrüse in $0,001 \text{ mm}^3$ Auflösung entwickelt. Abbildung 5.5 (links) zeigt die Lage der Pinealdrüse anhand eines medianen Sagittalschnittes aus einem Anatomieatlas und einen der angefertigten Gefrierschnitte (rechts). Abbildung 5.6 und Abbildung 5.7 zeigen schließlich 3D-Ansichten des Kopfmodells, bzw. des Gehirns mit eingebetteter Pinealdrüse und einen Sagittal- und einen Horizontalschnitt durch das bereits in SEMCAD diskretisierte Modell.

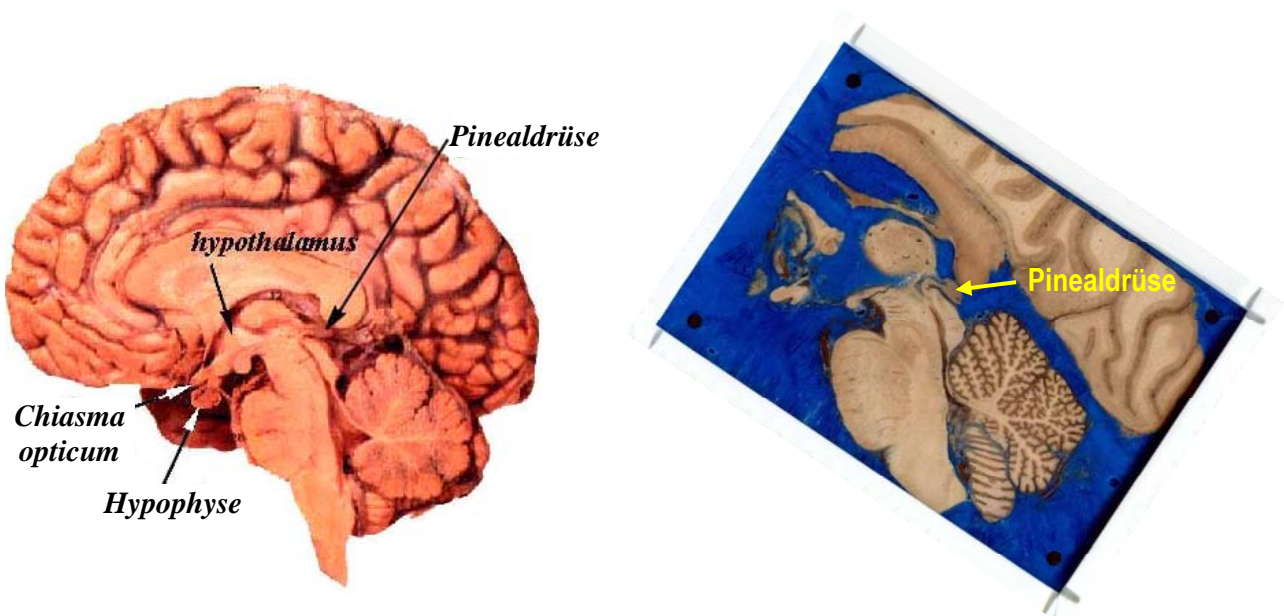


Abbildung 5.5: Medianer Sagittalschnitt durch das menschliche Gehirn zur Lokalisation der Pinealdrüse; links: Gesamtbild aus einem Anatomieatlas, rechts: entsprechender, angefertigter Gefrierschnitt

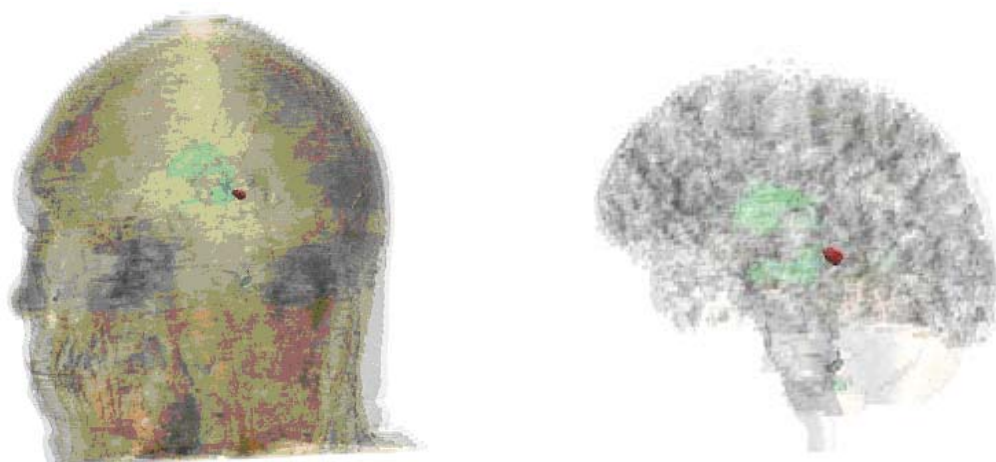


Abbildung 5.6: Lage der Pinealdrüse (rot) im Kopfmodell, links: teiltransparente Ansicht des Kopfmodells von links vorne, rechts: teiltransparente Seitenansicht (von links) des Gehirns

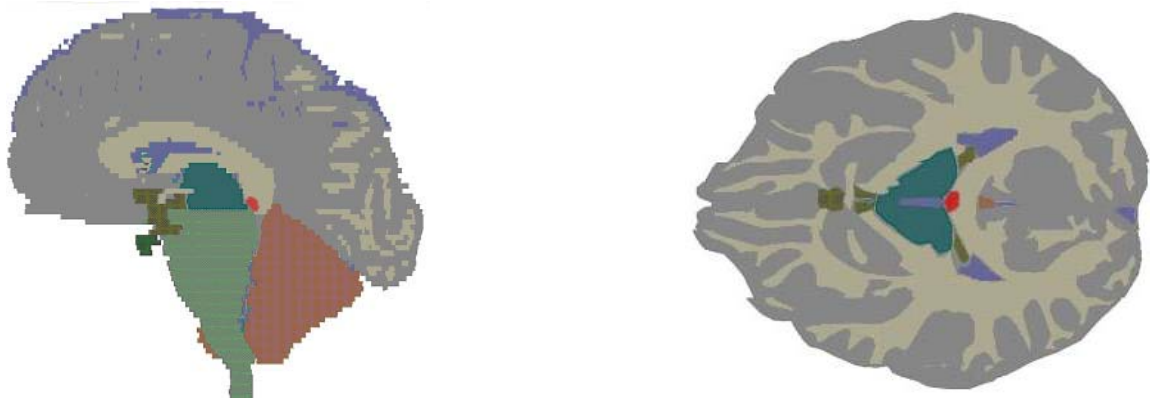


Abbildung 5.7: Sagittalschnitt (links) und Horizontalschnitt (rechts) durch das diskretisierte Modell des Gehirns, jeweils auf Höhe der Pinealdrüse (rot)

5.4 Modell für das Mittel- und Innenohr

Ähnlich wie im Fall der Pinealdrüse kommen die Strukturen und Organe des Mittel- und Innenohres aufgrund ihrer Kleinheit in den gegenwärtig verfügbaren numerischen Kopfmodellen für die HF-Dosimetrie überhaupt nicht vor. Wie in den vorangegangenen Abschnitten bereits für das Auge und die Pinealdrüse beschrieben, wurde auch für das Mittel- und Innenohr ein neues Modell in $0,001 \text{ mm}^3$ Auflösung entwickelt und in das verfügbare Kopfmodell integriert.

Abbildung 5.8 zeigt eine Auswahl der angefertigten Gefrierschnitte (Frontalschnitte, von vorne nach hinten), jeweils in 1 mm Abstand zueinander.

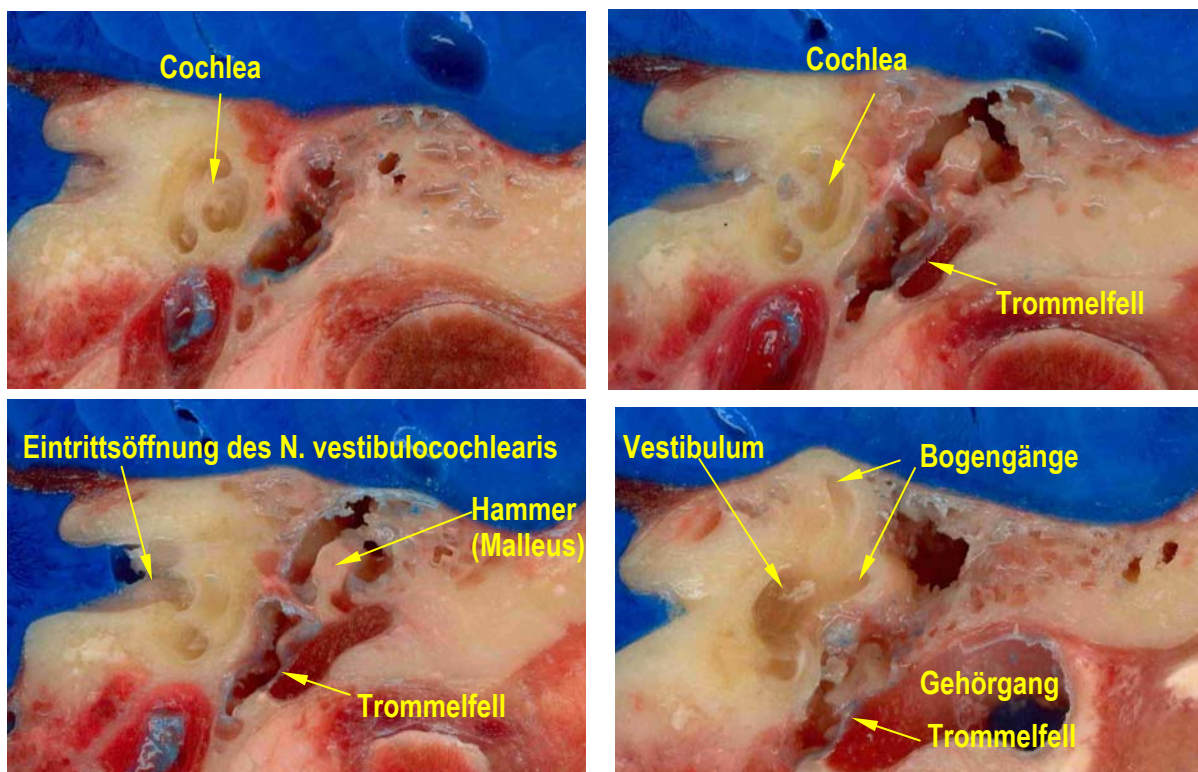


Abbildung 5.8: Ausgewählte Gefrierschnitte des menschlichen Innenohres. Es handelt sich dabei um Frontalschnitte des linken Innenohres in jeweils 1 mm Abstand

Auf Basis der angefertigten Gefrierschnittbildserien in 0,1 mm Abstand zueinander konnten die Modelle für die Gehörknöchelchen und Labyrinth erstellt werden. Im Zuge der Einbettung in das Kopfmodell wurde der Gehörnerv (Nervus vestibulocochlearis), die Paukenhöhle (Cavum tympani), das Trommelfell (Membrana tympani) und der Gehörgang manuell dazumodelliert. Abbildung 5.9 zeigt das Kopfmodell mit integriertem Mittel- und Innenohr, sowie eine Detailansicht des entwickelten Mittel- und Innenohrmodells.

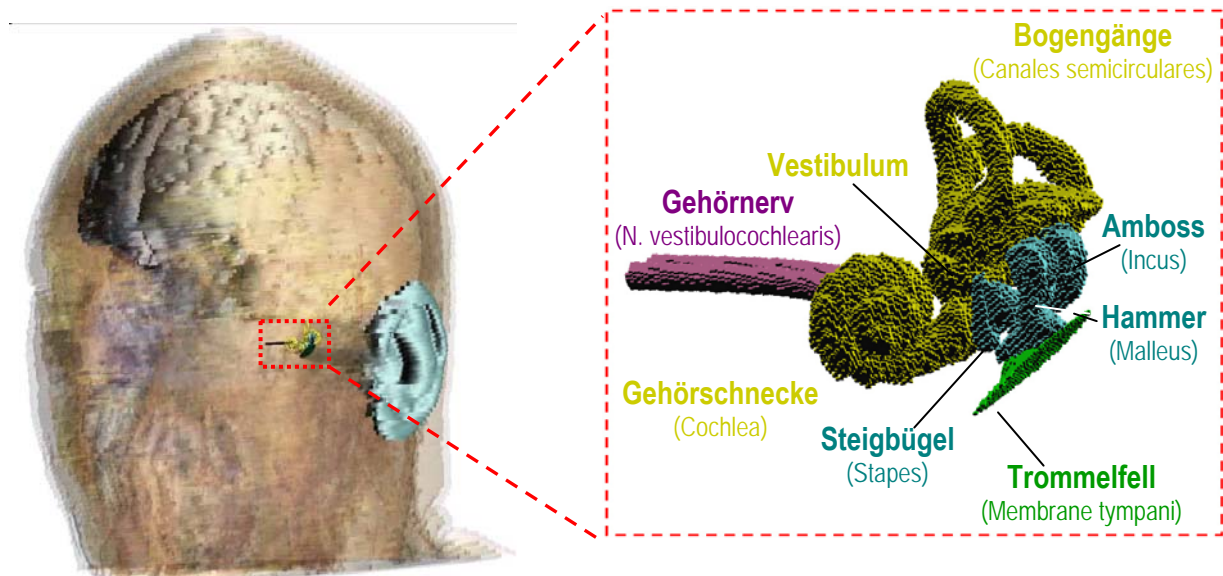


Abbildung 5.9: Mittel- und Innenohrmodell integriert im Kopfmodell (links) und Detailansicht (rechts). Dargestellt ist neben den Gehörknöchelchen (Hammer, Amboss und Steigbügel), dem Trommelfell und dem Gehörnerv, jeweils der mit Flüssigkeit (Perilymphe bzw. Endolymphe) gefüllte Innenraum des Labyrinths (Cochlea, Vestibulum, Bogengänge)

6 BESTIMMUNG VON GEWEBEPARAMETERN

6.1 Messung der dielektrischen Gewebeparameter

6.1.1 Allgemeines

Die dielektrischen Eigenschaften der einzelnen Gewebe, beschrieben durch die beiden Materialparameter relative Permittivität (Dielektrizitätszahl) ϵ_r und elektrische Leitfähigkeit σ , besitzen einerseits beim Mechanismus der Strahlungsabsorption selbst und andererseits bei der praktischen Bestimmung (sowohl bei der Berechnung als auch bei der Messung) der spezifischen Absorptionsrate (SAR) zentrale Bedeutung. Sie sind daher als essentielle physikalische Größen sowohl bei der experimentellen, als auch bei der numerischen Expositionserfassung anzusehen.

Für reale biologische Gewebe sind die genannten dielektrischen Eigenschaften frequenzabhängig. Verantwortlich dafür sind die aufgrund des komplexen Aufbaus der Gewebe (Schichtstruktur, Zellstruktur, polare Makromoleküle, Wassermoleküle) vorhandenen Polarisationsmechanismen, die mit steigender Frequenz schwächer werden und schließlich ausfallen. Dies führt mit steigender Frequenz generell zu abnehmenden Werten für ϵ_r und zunehmenden Werten für σ .

Wie bereits in Kapitel 2.7.1 erwähnt, liegt im Fall der dielektrischen Gewebeparameter mit dem Parametermodell von Gabriel et al. 1996 [132] eine weithin akzeptierte und in der HF-Dosimetrie etablierte Datenbank für sehr viele Körpergewebe vor. Allerdings existieren in dieser Datenbank keine Werte für die Pinealdrüse und für die Flüssigkeiten innerhalb des knöchernen Labyrinths (Perilymphe) und des häutigen Labyrinths (Endolymphe). Endolymphe ist physiologisch gesehen ein unmittelbarer Abkömmling der Zerebrospinalflüssigkeit, weshalb auch die Annäherung ihrer dielektrischen Eigenschaften durch jene der Zerebrospinalflüssigkeit naheliegend ist (zumindest im hier interessierenden Frequenzbereich der Mobilkommunikation). Endolymphe ist hingegen eine spezifische Flüssigkeit, die im Inneren des Labyrinths erzeugt wird.

Um für die neu entwickelten Modelle des Mittel- und Innenohres, sowie der Pinealdrüse entsprechende dielektrische Gewebeparameter zur Verfügung zu haben, wurden dielektrische Messungen an Gewebeproben frisch Verstorbener innerhalb von maximal 20 Stunden nach dem Tod durchgeführt. Die Gewebeentnahmen erfolgten jeweils im Zuge der Obduktion und wurden von einem Facharzt für Neuropathologie (Pinealdrüsen) bzw. einem Facharzt für Hals- Nasen- und Ohrenkrankheiten (Spezialist für Cochleaimplantation) durchgeführt (Peri- und Endolymphe). Das gesamte Prozedere der Gewebeentnahme und der Materialparametermessungen wurde durch die Ethikkommission des Wiener Allgemeinen Krankenhauses bewilligt.

Für die Entnahme von Peri- und Endolymphe wurde das knöcherne Labyrinth zunächst vorsichtig angebohrt und anschließend mit einer feinen Injektionskanüle die darin befindliche Flüssigkeit ohne weitere Verunreinigungen (Blut etc.) angesaugt. Eine getrennte Gewinnung von Peri- und Endolymphe war aufgrund der Kleinheit der Innenohrstruktur bzw. der Feinheit der, die beiden Flüssigkeiten trennenden Membran nicht praktikabel. Für die Messungen stand daher jeweils nur ein Gemisch der beiden Flüssigkeiten (im Folgenden als Peri/Endolymphe bezeichnet) zur Verfügung.

6.1.2 Messmethode

Für die messtechnische Erfassung der dielektrischen Eigenschaften von biologischem Gewebe im Hochfrequenzbereich ($> \text{ca. } 200 \text{ MHz}$) hat sich die *Open Ended Coaxial Line Method* durchgesetzt. Obwohl grundsätzlich auch andere Messmethoden mit teilweise höherer theoretisch erreichbarer Genauigkeit verfügbar sind (z.B. *Resonant Cavity Method* und *Transmission Line Method*), führten viele praktische Vorteile der *Open Ended Coaxial Line Method* dazu, dass sie gegenwärtig zur Messung an biologischen Geweben fast ausschließlich eingesetzt wird. Die wesentlichsten Vorteile sind der einfache Aufbau des Messkopfes (plangeschliffene 50Ω Koaxialleitung, eventuell mit Flansch) und die damit verbundene unkomplizierte Reinigungsmöglichkeit, sowie vor allem die Tatsache, dass für die Messung der Messkopf nur in (engen) Kontakt mit der Gewebeprobe gebracht werden muss (keine Notwendigkeit der Befüllung des Mess-Sensors mit der Gewebeprobe).

Als Nachteile müssen die relativ aufwendige Kalibrierung mit Referenzmaterialien (Flüssigkeiten) mit bekannten dielektrischen Eigenschaften und teilweise große Messunsicherheiten bei der Messung von Geweben mit harter Oberfläche (Knochen) genannt werden. Der Grund dafür ist, dass zwischen der (nicht flexiblen und planen) Oberfläche des Messkopfes und der (im Allgemeinen nicht planen) Knochenoberfläche nicht oder nur näherungsweise satter Kontakt hergestellt werden kann und sich kleine Störungen des Messkopf-Gewebekontaktes stark auf das Messergebnis auswirken. Planschleifen der Knochenoberfläche bietet ebenfalls keinen Ausweg, da dabei befürchtet werden muss, dass die Zusammensetzung (z.B. Wassergehalt) in den oberen Schichten des Knochens verändert wird, was ebenfalls das Messergebnis verfälschen würde. Bei sachgemäßer Dreipunkt-Kalibrierung liegen die erreichbaren Messunsicherheiten dieser Methode für die Permittivität bzw. die elektrische Leitfähigkeit unter 5% bzw. unter 10%. Abbildung 6.1 zeigt verfügbare Messköpfe in unterschiedlichen Größen für Messungen im Frequenzbereich von 200 MHz bis 20 GHz. Für die Messungen im Rahmen dieses Vorhabens musste aufgrund der Kleinheit der Gewebeproben eigens ein miniaturisierter Messkopf hergestellt werden (Abbildung 6.1, ganz links).

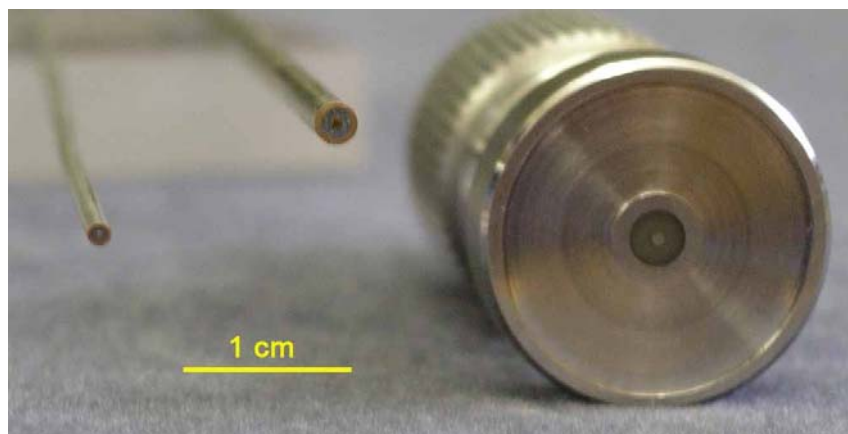


Abbildung 6.1: Verfügbare Open Ended Coaxial Line Messköpfe. rechts: kommerzieller Messkopf (Agilent), mitte und links: miniaturisierte Eigenproduktionen für besonders kleine Proben

Das Funktionsprinzip der *Open Ended Coaxial Line Method* beruht auf der Messung des komplexen Reflexionskoeffizienten am Übergang der offenen 50Ω Koaxialleitung (Messkopf) zur Gewebeprobe. Die Größe des komplexen Reflexionskoeffizienten an einer Diskontinuität der Wellenimpedanz ist ganz allgemein durch die Wellenimpedanzen zu beiden Seiten der Diskontinuität bestimmt. Da auf der Seite des Messkopfes die Wellenimpedanz definitionsgemäß 50Ω beträgt und die Wellenimpedanz auf der Seite der Gewebeprobe von den dielektrischen Eigenschaften des Gewebes abhängt, kann auf Basis der Geometrie des Messkopfes und des während gutem Kontakt zwischen Messkopf und Gewebe gemessenen komplexen Reflexionskoeffizienten auf die dielektrischen Eigenschaften des Gewebes rückgerechnet werden. Die Messung des komplexen Reflexionskoeffizienten erfolgt mittels

eines Vektornetzwerkanalysators. Für eine reine Reflexionsmessung sind Vektornetzwerkanalysatoren mit 3 Fehlertermen behaftet, welche durch die bereits weiter oben genannte Dreipunktkalibrierung vor Beginn der Messungen kompensiert werden müssen. Zusätzlich wurde jeweils vor und nach den Messungen die Genauigkeit der Kalibrierung durch Messungen an bekannten Referenzmaterialien überprüft. Abbildung 6.2 zeigt schematisch den Messaufbau zur Messung der dielektrischen Gewebeeigenschaften mit der *Open Ended Coaxial Line Method*.

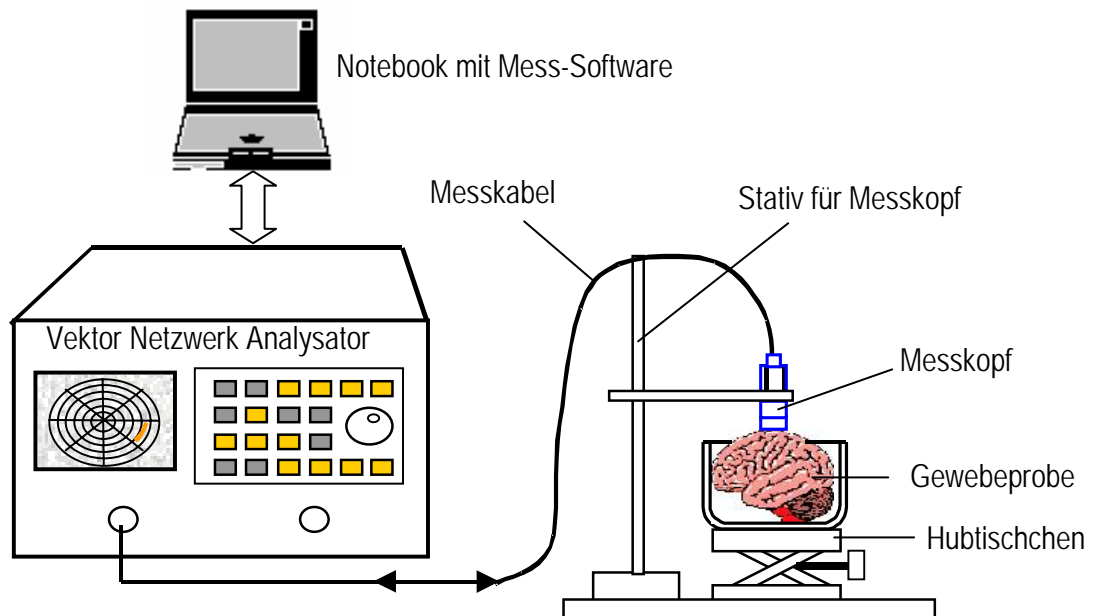


Abbildung 6.2: Schematischer Messaufbau zur Messung der dielektrischen Eigenschaften biologischer Gewebe mit der *Open Ended Coaxial Line Method*

Aufgrund der Empfindlichkeit der Messungen gegenüber jedweder Änderung der Ausbreitungsbedingungen im Messkabel, sollte die Lage des Messkabels (Biegeradius) nach der Kalibrierung nicht mehr verändert werden. D.h., zur Minimierung der Messunsicherheit sollte der Messkopf (und damit das Messkabel) nicht bewegt, sondern wenn möglich immer die Gewebeprobe zum Messkopf geführt werden (daher das Hubtischchen in Abbildung 6.2).

6.1.3 Messungen an Pinealdrüsen

Insgesamt wurden die Pinealdrüsen von 20 Verstorbenen (10 Männer, 10 Frauen) untersucht. Das Durchschnittsalter der Verstorbenen zum Zeitpunkt des Todes war 63 Jahre (Standardabweichung 17 Jahre, Range 34-91 Jahre). Die Pinealdrüsen wurden als Ganzes entnommen und unmittelbar nach der Entnahme ohne jede weitere Behandlung der Messung zugeführt (innerhalb von 10 Minuten). An jeder Pinealdrüse wurden an mindestens 5 unterschiedlichen Stellen (sowohl von außen durch die Oberfläche, als auch mit dem Messkopf eingestochen ins Innere der Pinealdrüse) Messungen im Frequenzbereich von 300 MHz bis 20 GHz durchgeführt (Messkopfdurchmesser ca.1 mm). Abbildung 6.3 zeigt als Beispiel ein Foto von einer Messung an einer Pinealdrüse, Abbildung 6.4 fasst die Messergebnisse zusammen.



Abbildung 6.3: Beispiel einer Messung an einer Pinealdrüse (Messkopf-Durchmesser ca. 1 mm)

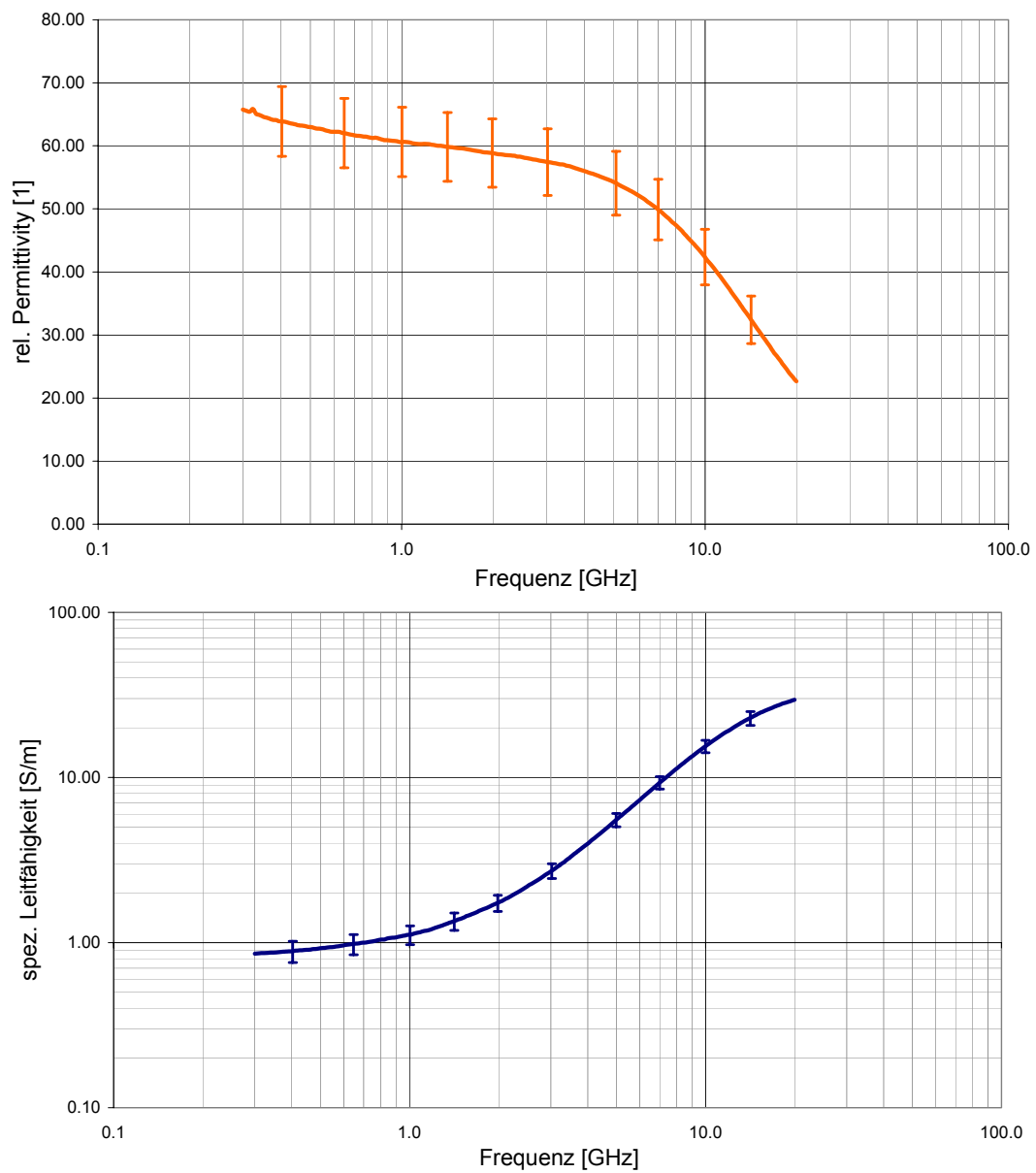


Abbildung 6.4: Mittelwerte (n=20) der gemessenen dielektrischen Gewebeparameter der Pinealdrüse (Fehlerbalken geben die Standardabweichung an), oben: rel. Permittivität; unten: elektrische Leitfähigkeit

6.1.4 Messungen an Peri/Endolymphe

Peri/Endolymphe-Messungen wurden an Proben von insgesamt 10 Patienten (5 Männer, 5 Frauen) im Frequenzbereich von 300 MHz bis 20 GHz untersucht. Das Durchschnittsalter der Verstorbenen zum Zeitpunkt des Todes war 58 Jahre (Standardabweichung 21 Jahre, Range 34-88 Jahre). Das gewinnbare Flüssigkeitsvolumen pro Patient lag zwischen ca. 50 und 100 μl . Abbildung 6.5 zeigt als Beispiel ein Foto von einer Messung an einer Peri/Endolymphe-Probe, Abbildung 6.6 fasst die Messergebnisse zusammen. Zusätzlich sind in Abbildung 6.6 Messdaten von Zerebrospinalflüssigkeit eines Patienten eingetragen. Es zeigt sich dabei, dass die Unterschiede zwischen den Messdaten für Peri/Endolymphe und den Werten für Zerebrospinalflüssigkeit im Bereich der erzielbaren Messgenauigkeit von ca. 5%-10% liegen. D.h. es kann davon ausgegangen werden, dass sowohl für Perilymphe als auch für Endolymphe die dielektrischen Gewebeparameter praktisch identisch mit jenen der Zerebrospinalflüssigkeit sind.



Abbildung 6.5: Beispiel einer Peri/Endolymphe-Messung (Messkopf-Durchmesser ca. 1 mm)

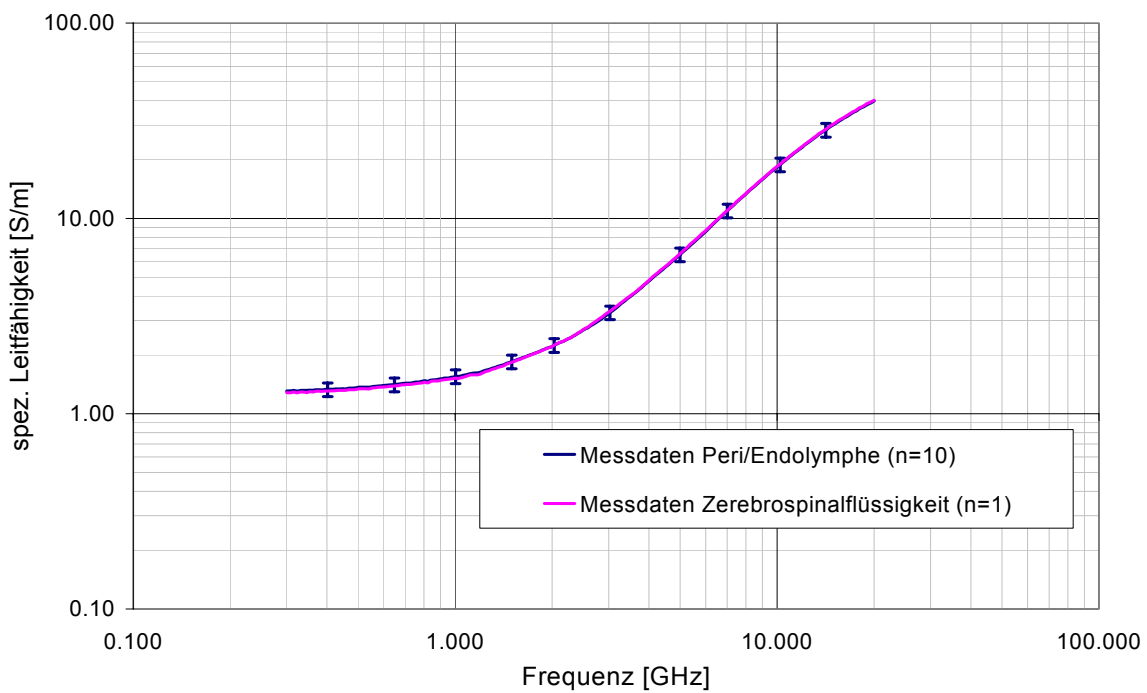
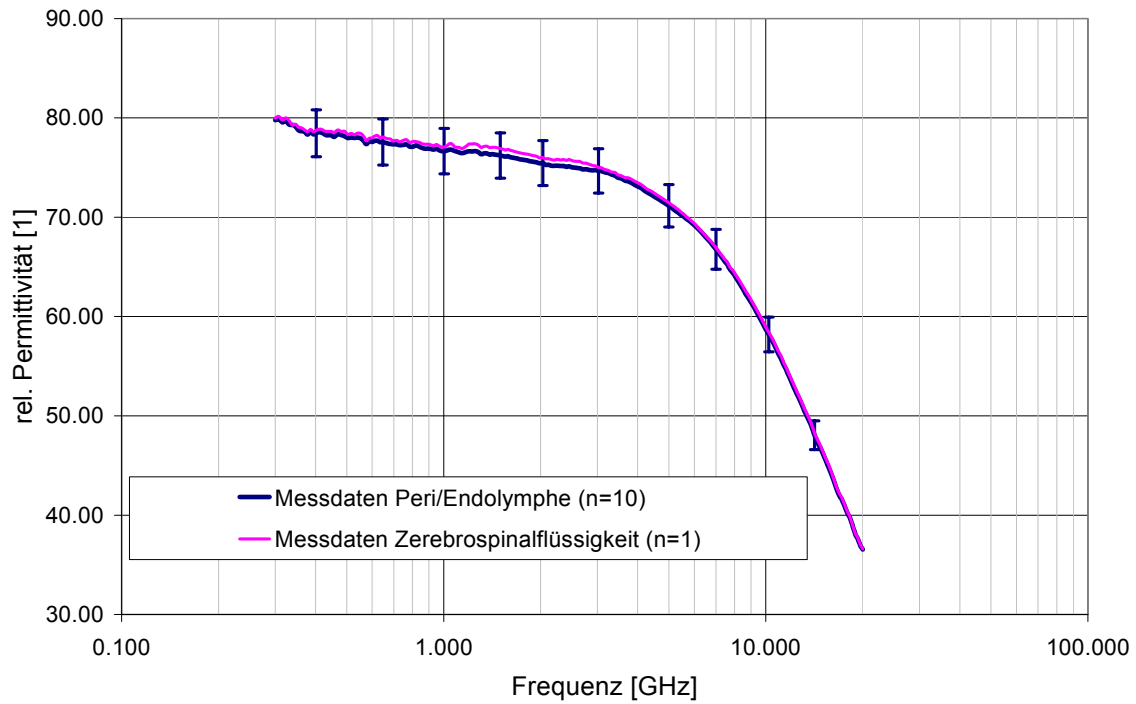


Abbildung 6.6: Mittelwerte (n=10) der gemessenen dielektrischen Gewebeparameter von Peri/Endolymph (Fehlerbalken geben die Standardabweichung an), oben: rel. Permittivität; unten: elektrische Leitfähigkeit; zum Vergleich sind auch Messwerte für Zerebrospinalflüssigkeit angegeben

6.2 Messung thermischer Gewebeparameter

6.2.1 Allgemeines

Wie die Messung der dielektrischen Materialparameter ist auch die Messung der benötigten thermischen Materialparameter *in vivo* unter Umständen sehr schwierig und mit hohem Aufwand verbunden und wird z.B. in [182] detaillierter theoretisch abgehandelt. In manchen Fällen, - wie z.B. der Pinealdrüse (*Corpus Pineale*) welche zentral im Inneren des Hirns nahe dem Hirnstamm sitzt, ist dies ohne massiven (damit auch zerstörenden) chirurgischen Eingriff gar nicht möglich. Im hier vorliegendem Fall werden daher ausschließlich menschliche, kurz nach dem Tod entnommene Gewebeproben verwendet (Details zu den Gewebeproben, siehe Kapitel 6.1.3).

Ermittelt wurden im vorliegenden Fall die folgenden Parameter:

- Dichte ρ [kg/m³]
- spezifische Wärmekapazität c [J/kg/K]
- mittlere thermische Leitfähigkeit k [W/m/K]

6.2.2 Messprinzip

Die Besonderheit in der Kalorimetrie von biologischem Gewebe liegt darin, dass im Vergleich zu technischen Werkstoffen - wie z.B. bei Kunststoffen oder Metallen, nur ein ganz schmaler Bereich in der gesamten Temperaturskala für die Messung zur Verfügung steht. In der Regel steht ein Temperaturbereich von etwa 25 Grad Celsius (Raumtemperatur) bis etwa 40 Grad Celsius (entspricht hohem Fieber) zur Verfügung. Bei höheren Temperaturen (etwa 42,6 Grad) kommt es zu einer irreversiblen Eiweißgerinnung und damit zur Zerstörung der zu untersuchenden Gewebe.

Das Konzept des speziell entwickelten Kalorimeters besteht in einem präzise definierten Wärmeübergang, mit einem gewickelten ohmschen Widerstand als Quelle (Abbildung 6.7, links) sowie einer Wärmesenke (Abbildung 6.7, rechts) auf lokaler Umgebungstemperatur. Zur Abgrenzung des thermischen Systems gegenüber der Außenwelt wurde dieses in einem thermisch isolierten, optisch verspiegelten und evakuierten Glaskolben (Inneres einer handelsüblichen Thermosflasche) eingebracht.



Abbildung 6.7: Kalorimeter zur Bestimmung der thermischen Parameter von biologischem Gewebe

Im Inneren des isolierten Glaskolbens befindet sich eine Aufhängevorrichtung, wo an zwei Baumwollfäden das eigentliche Kalorimeter aufgehängt wird. Der kontrollierte Wärmeübergang findet in der Mitte zwischen den zwei Armen statt, wo in einem Röhrchen aus durchsichtigem PVC die zu bestimmende Probe sitzt. Im Ansatzsteg der beiden Arme

sitzt jeweils ein Miniatur-Thermistor, zur Messung der lokalen Temperatur. Die elektrische Kontaktierung der Heizwicklung und der Thermistoren erfolgt über Steckkontakte mit einer $0,05\text{mm}^2$ Cu-Einzelader, um thermische Verluste möglichst gering zu halten. Im hinteren Teil des Kalorimeters, an dem die Heizung sitzt (Abbildung 6.8 rechts) werden die Adern durch das untere Hohlrohr der Halterung durchgeführt.

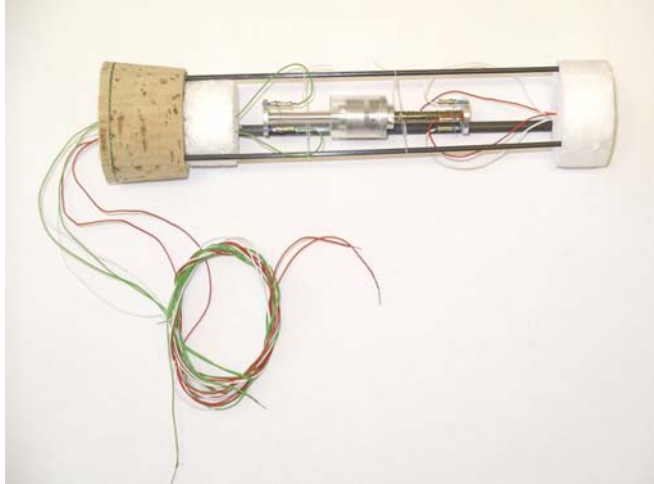


Abbildung 6.8: Aufhängung des Kalorimeters, bestehend aus zwei Armen aus Aluminium



Abbildung 6.9: Box aus Polystyrol (Styropor) mit 8 Thermosflaschen (Vorderdeckel abgenommen)

Eine Box aus Polystyrol (Styropor) (7 cm Wandstärke) nimmt insgesamt 8 Glaskolben auf (Abbildung 6.9). Für eine Messdauer von 2 Stunden bietet diese eine ausreichende Wärmedämmung nach außen, um eventuelle Schwankungen der Raumtemperatur von bis zu 5 Grad problemlos abzufangen.

Die Dimensionierung des Kalorimeters erfolgte mittels der Methode der Finiten Elemente (FE). Auf Grund der konstruktiv bewusst eingesetzten Rotationssymmetrie des Kalorimeters ist eine vereinfachte zweidimensionale Modellbildung ausreichend, was den zeitlichen Rechenaufwand sowie Anforderungen an die Hardware des Rechners erheblich verkleinert.

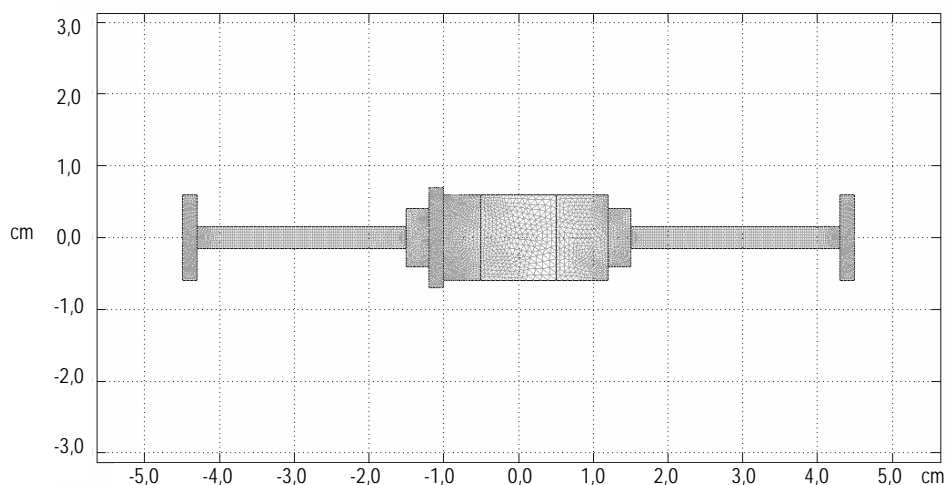


Abbildung 6.10: Dimensionierung des Kalorimeters (Finite Elemente, Matlab - PDE Toolbox) Abmessungen in Meter; in der Mitte der beiden Arme befindet sich die zu messende Gewebeprobe

Die erste grobe Vorgabe an die Dimensionierung lautete wie folgt:

- zu messende Gewebemasse: etwa 1 g; wenn machbar auch weniger
- Bereich für die spezifische Wärmekapazität: $C=2000$ bis 6000 [J/kgK]
- Bereich für die thermische Leitfähigkeit: $k=0,1$ bis $5,0$ [W/mK]

Die Messzeit sollte 2 Stunden nach Möglichkeit nicht überschreiten, um entsprechend mehrere Proben pro Messtag verarbeiten zu können.

Die Dimensionierung über die Methode der Finiten Elemente [FE] erfolgte ausschließlich unter Annahme der Wärmeleitung als einzigen thermischen Transportmechanismus im Kalorimeter. Die Verluste durch Wärmestrahlung wurden nicht berücksichtigt, sondern werden auf Grund der analytischen Komplexität durch die Kalibrierung abgedeckt und kompensiert.

Das theoretische Prinzip zur Bestimmung von Wärmeleitfähigkeit k und spezifischer Wärmekapazität c mit der verwendeten Methode beruht zum einen auf der Tatsache, dass in der gezeigten Anordnung allein die spezifische Wärmekapazität für die sich einstellende Gleichgewichtstemperatur verantwortlich ist (bei bekannter zugeführter Wärmemenge und bekannter Probenmasse). In Abbildung 6.11 ist dies anhand von Simulationsergebnissen für eine konstante Wärmeleitfähigkeit von $0,5$ W/mK veranschaulicht (Annahme von 1 g Probenmasse bei einer Dichte von 1 g/cm³).

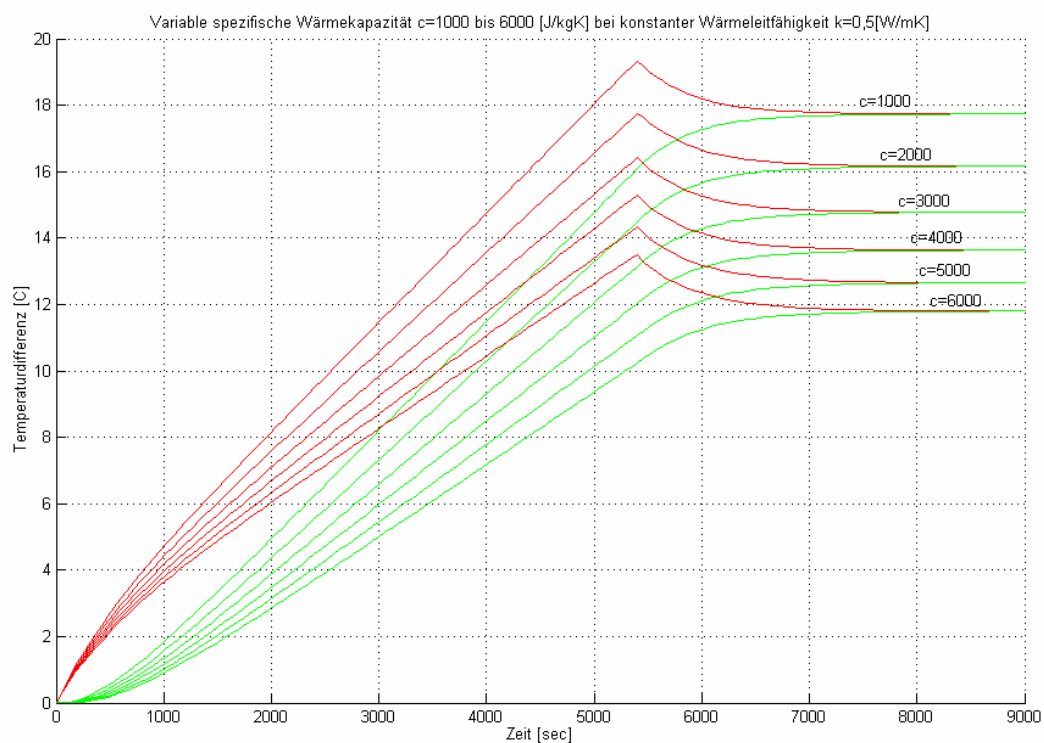


Abbildung 6.11: Temperaturverläufe für fiktive Proben mit konstanter Wärmeleitfähigkeit ($0,5$ W/mK) und unterschiedlichen spezifischen Wärmekapazitäten; konstante zugeführte Wärmemenge von $t=0$ bis $t=5400$ Sekunden

Zum anderen bestimmt die Wärmeleitfähigkeit den sich einstellenden Temperaturgradienten in der Probe, bzw. die Temperaturdifferenz zwischen den beiden gegenüberliegenden Grenzflächen der Probe und hat keinen Einfluss auf die sich einstellende Gleichgewichtstemperatur. Abbildung 6.12 verdeutlicht dies für Simulationsergebnisse mit fiktiven Proben konstanter Wärmekapazität ($c=4000 \text{ J/kgK}$) und unterschiedlichen Wärmeleitfähigkeiten im Bereich zwischen 0,2 und 1,0 W/mK . Die roten Kurven stellen die Temperatur am Arm der Quelle (Heizdraht), die grünen Kurven die Temperatur am Arm der Senke dar (vgl. Abbildung 6.7).

Die Masse der Probe in der Simulation wurde wieder mit 1 g bei einer Dichte von 1 g/cm^3 angenommen. Die zugeführte Energie ist in allen 5 Fällen konstant.

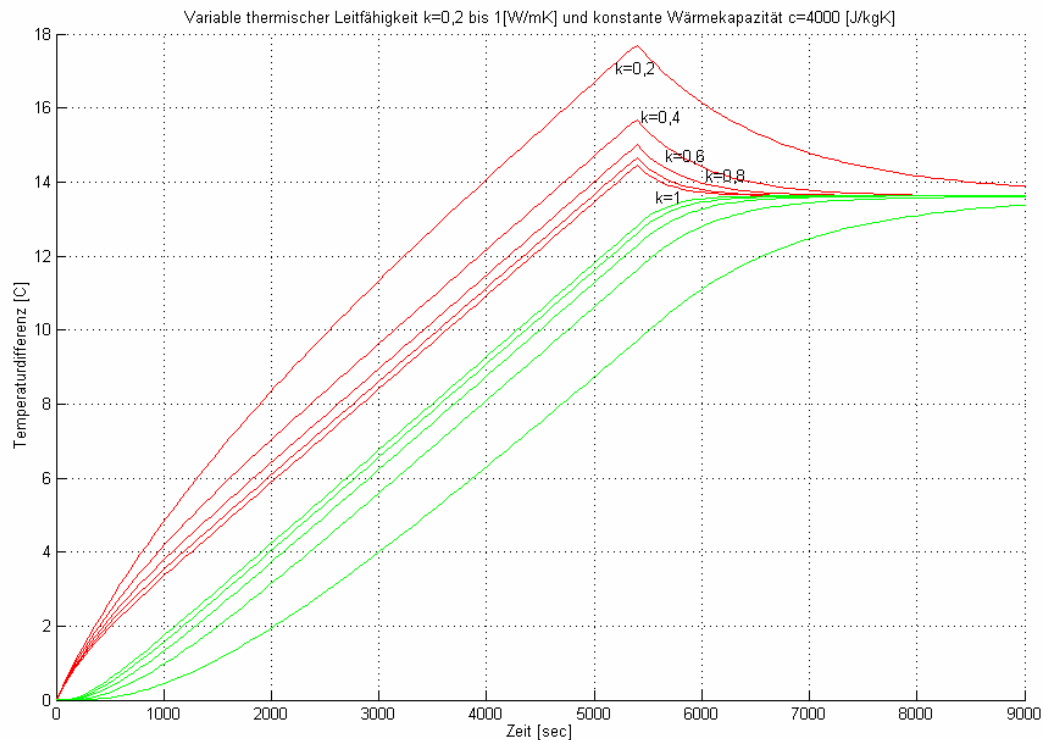


Abbildung 6.12: Temperaturverläufe für fiktive Proben mit konstanter spezifischer Wärmekapazität ($c=4000 \text{ J/kgK}$) und unterschiedlichen Wärmeleitfähigkeiten; konstante zugeführte Wärmemenge von $t=0$ bis $t=5400$ Sekunden

6.2.3 Kalibrierung

Die erzielbare Genauigkeit des Kalorimeters ist ganz wesentlich durch die Güte der Kalibrierung bestimmt. Man benötigt thermisch gut definierte Referenzmaterialien in nicht fester Form, die mit ihren Parametern wenn möglich in der Nähe der zu messenden Substanz liegen. Im vorliegenden Fall ist Wasser mit $c=4181 \text{ J/kgK}$ und $k=0,598 \text{ W/mK}$ bei einer Referenztemperatur von 20 Grad Celsius gut geeignet. Dies ist auch schon deswegen naheliegend, da biologische Gewebe im Allgemeinen einen hohen Anteil an Wasser besitzen.

Eine Eigenheit des hier dargestellten Kalorimeters, auf die ein besonderes Augenmerk gelegt werden musste ist, dass eine vorgenommene Kalibrierung jeweils nur für die jeweilige Masse gültig ist. Sobald andere Massenverhältnisse vorliegen ändert sich damit auch das Volumen der Gewebeprobe und damit die abstrahlende Oberfläche des Kalorimeters. In der

gesamten Bilanz des Kalorimeters ändern sich damit also auch die parasitären Verluste durch Wärmestrahlung.

Kalibrierung der Thermistoren

Die Kennlinie von Thermistoren wird im Temperaturbereich für Bereiche über mehrere Dekaden durch die sogenannte Steinhart-Hart Gleichung beschrieben:

$$\frac{1}{T} = A + B \cdot \ln(R) + [C \cdot \ln(R)]^3 \quad (6.1)$$

T ist die absolute Temperatur in Kelvin, R der ohmsche Widerstand des Thermistors und A, B und C sind Konstanten, die im Rahmen einer Kalibrierung mit bekannten Temperaturwerten zu bestimmen sind.

Ein typischer Verlauf der Kennlinien des verwendeten Thermistors GM 103 ist in nachfolgender Abbildung dargestellt.

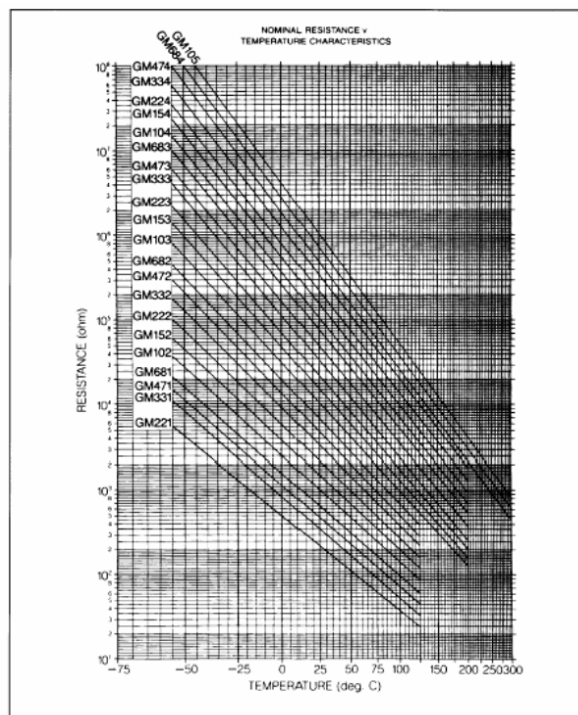


Abbildung 6.13: Typischer Verlauf der Kennlinie des verwendeten Thermistors GM 103 (<http://www.rs-components.com>)

Zur Kalibrierung wurde ein heizbarer Aluminiumzylinder aufgebaut (Abbildung 6.14), in dem acht Thermistoren radial in einer Bohrung eingesetzt angeordnet sind, und über eine Wärmeleitpaste thermisch kontaktiert sind. Im Zentrum des Kopfs ist eine weitere Bohrung, in der ein faseroptischer Temperatursensor sitzt, über den der ansteigende Temperaturverlauf bei angestellter Heizung mitprotokolliert wird.

Durch die gleichzeitige Kalibrierung aller 8 Thermistoren auf eine Referenztemperatur werden zusätzliche Unsicherheiten im Gegensatz zu einer Einzelkalibrierung vermieden.



Abbildung 6.14: Vorrichtung zur thermischen Kalibrierung mit Heizvorrichtung; Thermistoren in radialer Anordnung in Bohrung mit Wärmeleitpaste thermisch kontaktiert

Kalibrierung des Kalorimeters

Die Kalibrierung des Kalorimeters als Gesamtsystem mit sämtlichen Verlusten durch Wärmestrahlung und Wärmeleitung (z.B. über die Zuführungsleitungen zu den Thermistoren und der Heizung) wurde anhand geeigneter Substanzen, im konkreten Fall mit Wasser vorgenommen. Biologisches Gewebe liegt, was die mittlere thermische Leitfähigkeit und die spezifische Wärmekapazität betrifft, in der Größenordnung nahe an den Kennwerten von Wasser.

Mit den aus der Kalibrierung mit Wasser gewonnenen Koeffizienten wird dann der Weg zurück in die numerische Simulation gegangen. Am Modell wird die thermische Anspeisung angepasst, um die Verluste zu kompensieren. Mit diesem neuen Modell erhält man ein in naher Umgebung des kalibrierten Betriebspunktes lineares Verhalten, und die gemessenen Werte lassen sich aus den simulierten gerechneten linear interpolieren.

6.2.4 Messung von Gewebeproben

Gemessen wurden die thermischen Eigenschaften der Pinealdrüse, der grauen Hirnsubstanz sowie der weißen Hirnsubstanz, wobei die Messungen der bereits in der Literatur gut dokumentierten Materialparameter von grauem und weißem Hirngewebe nur zu Vergleichszwecken durchgeführt wurden.

Bestimmung der Dichte

Die Bestimmung der Dichte erfolgte durch die Messung der Längsabmessung, bei gegebenem konstanten Durchmesser der Probe, sowie durch die Messung der Probenmasse. Dazu wurde eine Vorrichtung mit einem adaptierten Mikrometer nach Abbildung 6.15 verwendet. Das Mikrometer (mit Rutschkupplung) dient weiter auch dazu, bei allen Kalorimetern die Messstempel mit einem gleichmäßigem Druck reproduzierbar gegeneinander anzupressen.

Die Messung mit dem Mikrometer erfolgte mit einer Genauigkeit von $\pm 0,01$ Millimeter, die Bestimmung der Probenmasse mit einer Präzisionswaage mit einer Genauigkeit von $\pm 0,0001$ Gramm.

Tabelle 6.1 fasst die ermittelten Werte für die Gewebedichten zusammen.

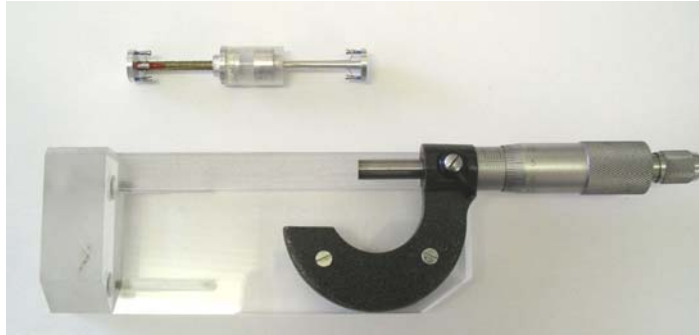


Abbildung 6.15: Vorrichtung zur Bestimmung der Längsabmessung mittels Mikrometerschraube (Genauigkeit: +/- 0,01mm)

Gewebe:	Anzahl der Gewebeproben	Dichte (Mittelwert) [g/cm ³]
Pinealdrüse	6	1,110
Graue Hirnsubstanz	11	1,033
Weißer Hirnsubstanz	8	1,020

Tabelle 6.1: Mittlere spezifische Dichten von Pinealdrüse, grauer und weißer Hirnsubstanz

An den unterschiedlichen Proben der Pinealdrüse zeigte sich während den Messungen, dass teilweise sandartige Ablagerungen in den Geweben existieren. Diese in der Medizin als „Hirnsand“ (Acervulus cerebri) bekannten Kalkkonkremente hatten teilweise bis zu ca. 3 mm Durchmesser (Abbildung 6.16). Pinealdrüsen mit solchen Einschlüssen zeigten im Mittel höhere Werte der Dichte und wurden deshalb für die Ermittlung des in Tabelle 6.1 angeführten Dichte-Mittelwertes ausgeschlossen.



Abbildung 6.16: Extrahiertes Hirnsand-Korn aus der Pinealdrüse

Bestimmung der spezifischen Wärmekapazität c[J/kg]

Die spezifische Wärmekapazität ergibt sich nach Ende der thermischen Ausgleichsvorgänge im Kalorimeter aus der Differenz von Anfangs und Endtemperatur im Probematerial, abhängig von der zugeführten Wärmemenge abzüglich Verluste.

$$Q_{zu} = m_{Probe} \cdot c \cdot \Delta\vartheta + Q_{Verlust_WL} + Q_{Verlust_WS} \quad (6.2)$$

Die genannten Verluste lassen sich nach ihrem physikalischen Hintergrund in zwei Arten unterteilen:

- Verluste durch Wärmeleitung ($Q_{\text{Verlust_WL}}$): Zuleitungsdrähte für die elektrische Heizung und die beiden Thermistoren, Aufhängung des Kalorimeters
- Verluste durch Wärmestrahlung ($Q_{\text{Verlust_WS}}$): umgebende Hülle (zylindrischer Glasbehälter), Gestänge der Kalorimeterhalterung

Beim Verlust durch Wärmestrahlung spielt die abstrahlende Oberfläche und damit auch der Füllgrad eine Rolle. Für die Kalibrierung zur Vorbereitung der Messung wurde Wasser mit den in Tabelle 6.2 zusammengefassten Kennwerten verwendet.

Dichte ρ [g/cm ³]	spezifische Wärmekapazität c [J/kgK]	mittlere Wärmeleitfähigkeit k [W/mK]
0,998	4181	0,598

Tabelle 6.2: Dichte, spezifische Wärmekapazität und mittlere Wärmeleitfähigkeit von Wasser (Werte für $T=20,0^\circ\text{C}$)

Ein Messzyklus dauert 120 Minuten (7200 s) und ist beispielhaft in Abbildung 6.17 für graue Hirnschubstanz dargestellt. Nach dem Aufheizvorgang mit 90 Minuten (5400 s) Dauer wird nach 30 Minuten (1800 s) ein thermisch ausgeglichener Vorgang erreicht. Diese erreichte Temperatur nach Ausgleich der thermodynamischen Vorgänge wird für die Berechnung der spezifischen Wärmekapazität herangezogen.

Bei Materialien mit wesentlich geringerer thermischer Wärmeleitfähigkeit ($k < 0,1$ W/mK) ist die Ausgleichszeit entsprechend länger.

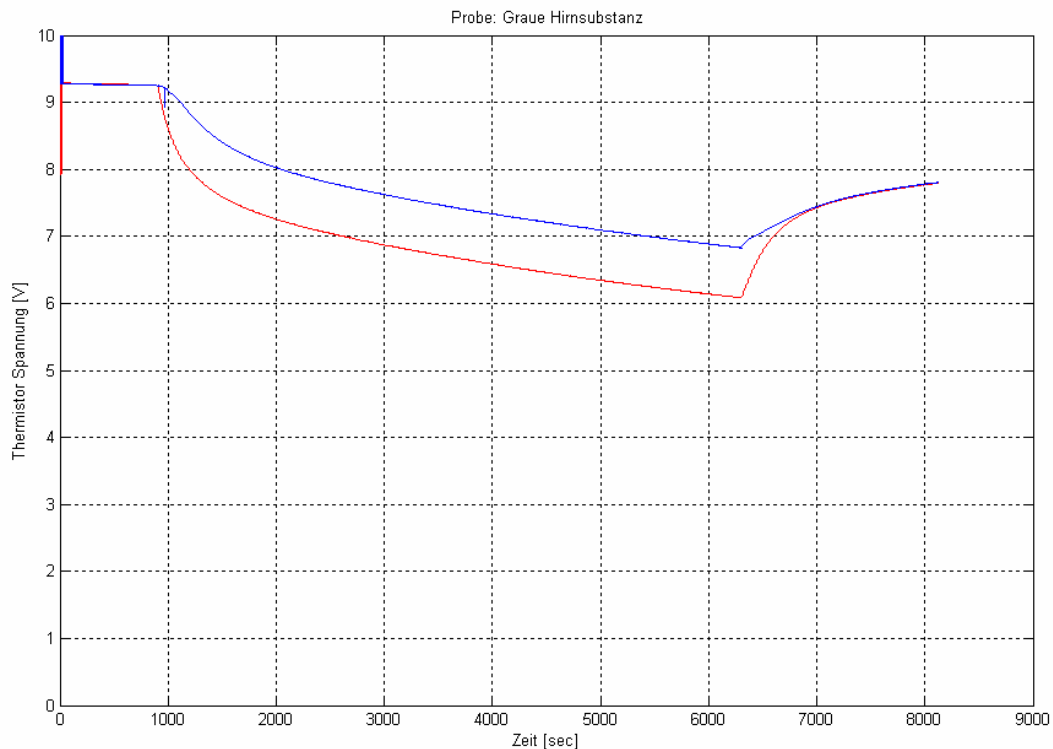


Abbildung 6.17: Messzyklus am Beispiel von Grauer Hirnschubstanz (Spannungsteiler mit 10 k Ω in Serie zu Thermistor, $U_{\text{Betrieb}}=18$ Volt); Aufheizung: 90 Minuten (5400 s), Abkühlung 30 Minuten (1800 s)

Aus den durchgeführten Messungen ergaben sich folgende Werte für die spezifische Wärmekapazität:

Gewebe:	Spezifische Wärmekapazität C[J/kgK]
Pinealdrüse (n=10)	4000 ± 250
Graue Hirnsubstanz (n=10)	3900 ± 200
Weißer Hirnsubstanz (n=10)	3700 ± 180

Tabelle 6.3: Spezifische Wärmekapazität für Pinealdrüse, Graue Hirnsubstanz und weiße Hirnsubstanz; (Mittelwert ± Standardabweichung)

Die spezifische Wärmekapazität der Pinealdrüse ist demnach etwas höher als jene von weißer und grauer Hirnsubstanz.

Bestimmung der mittleren thermischen Wärmeleitfähigkeit k [W/m/K]

Die thermische Leitfähigkeit ist im Allgemeinen eine vom Druck und der Temperatur abhängige Größe, weshalb hier auch der Ausdruck *mittlere* thermische Leitfähigkeit verwendet wird. Für geringe Druck- und Temperaturänderungen kann diese jedoch als druck- und temperaturunabhängig angenommen werden.

Die thermische Leitfähigkeit von organischen Geweben liegt in der Größenordnung von 0,25 W/mK (Fett) bis etwa 0,6 W/mK (Gewebe mit hohem Wasseranteil); jene von Metallen wie z.B. Aluminium bei etwa 200 W/mK, also um einen Faktor von ca. 400 höher. Aus diesem Grund wurde das Kalorimeter in seinen thermisch leitenden Teilen auch aus Aluminium gefertigt.

Die Information der mittleren thermischen Leitfähigkeit lässt sich im Messzyklus aus dem zeitlichen Temperaturverlauf ermitteln. Dazu wird wie auch schon bei der Ermittlung der spezifischen Wärmekapazität ein ideal gerechnetes Modell aus Finiten Elementen auf das reale Modell mit seinen thermischen Verlusten durch Wärmestrahlung usw. skaliert.

Tabelle 6.4 fasst die ermittelten Werte für die thermische Leitfähigkeit der untersuchten Gewebe zusammen.

Gewebe:	Mittlere Wärmeleitfähigkeit k[W/mK]
Pinealdrüse (n=10)	0,60 ± 0,10
Graue Hirnsubstanz (n=10)	0,60 ± 0,08
Weißer Hirnsubstanz (n=10)	0,50 ± 0,06

Tabelle 6.4: Mittlere thermische Leitfähigkeit für Pinealdrüse, graue Hirnsubstanz und weiße Hirnsubstanz; (Mittelwert ± Standardabweichung)

Die Ergebnisse zeigen, dass sich die Pinealdrüse hinsichtlich der thermischen Leitfähigkeit nicht merklich von grauem Hirngewebe unterscheidet (Pinealdrüsen mit Hirnsand nicht berücksichtigt).

Zusammenfassend zeigen die ermittelten Messwerte für graue und weiße Hirnsubstanz sehr gute Übereinstimmung mit den in der Literatur für diese Gewebe zu findenden Werte (Abweichungen max. ca. 5%, vgl. Tabelle 7.1). Für die im Rahmen dieses Projektes erstmals ermittelten thermischen Gewebeparameter der Pinealdrüse kann daher ein hoher Grad an Vertrauenswürdigkeit angenommen werden.

7 BERECHNUNG DER EXPOSITION FÜR TYPISCHE SZENARIEN

7.1 Betrachtete Expositionsszenarien

Um mit den in den folgenden Abschnitten beschriebenen Berechnungen einen möglichst breiten Frequenzbereich und praktisch relevante Expositionsszenarien mit vertretbarem Rechenaufwand abzudecken wurden eine Reihe von Expositionsszenarien (hinsichtlich der Strahlungsquelle und deren Position zum Kopf) betrachtet.

Hinsichtlich der Frequenz wurden die Untersuchungen für drei unterschiedliche häufig genutzte Frequenzbereiche der gegenwärtigen Mobilkommunikation durchgeführt:

Berechnungen bei 400 MHz: In diesem Frequenzbereich arbeiten teilweise leistungsstarke analoge und digitale Handfunkgeräte (z.B. TETRA), die unter gewissen Umständen sehr nahe am Kopf bzw. vor dem Gesicht betrieben werden. Als Strahlungsquelle bei 400 MHz diente ein generisches Handgerätemodell, bestehend aus einem quaderförmigen metallischen Gehäuse (130 mm x 50 mm x 30 mm) mit einer resonanten Helix-Monopolantenne (axiale Länge 61 mm, Helix-Durchmesser 8,6 mm, Drahtdurchmesser 1 mm, 14 Turns, Abbildung 7.1a).

Berechnungen bei 900 MHz: Dieser Frequenzbereich wurde aufgrund der weiten Verbreitung von GSM900 Mobiltelefonen betrachtet. Als Strahlungsquelle wurde ein generisches Mobiltelefonmodell, bestehend aus einem quaderförmigen metallischen Gehäuse (100 mm x 40 mm x 20 mm) mit einer resonanten $\lambda/4$ -Monopolantenne (Durchmesser 2 mm, Länge 37 mm) modelliert (Abbildung 7.1b)

Berechnungen bei 1850 MHz: Diese Frequenz wurde stellvertretend für die Uplink-Frequenzen des GSM1800 und des UMTS-Mobilfunksystem verwendet (1850 MHz liegt etwa in der Mitte dieser beiden Uplink-Bereiche). Wie im Fall der 900 MHz-Berechnungen wurde als Strahlungsquelle ein generisches Mobiltelefonmodell, bestehend aus einem quaderförmigen metallischen Gehäuse (100 mm x 40 mm x 20 mm) mit einer resonanten $\lambda/4$ -Monopolantenne (Durchmesser 2 mm, Länge 74 mm) modelliert (Abbildung 7.1c).

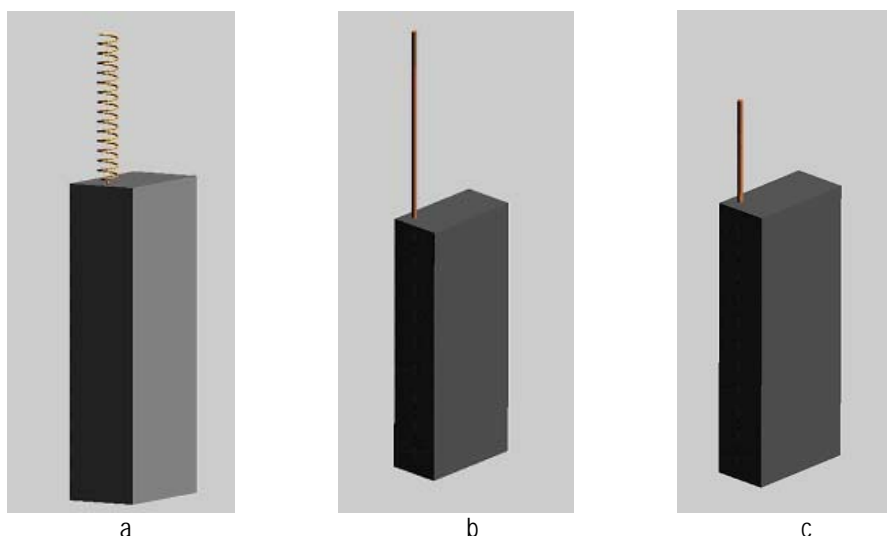


Abbildung 7.1: Als Strahlungsquellen verwendete generische Handfunkgeräte-Modelle:
a) 400 MHz, b) 900 MHz, c) 1850 MHz

Hinsichtlich der relativen Lage der Strahlungsquelle zum Kopf wurden 2 unterschiedliche Situationen betrachtet:

Seitliche Exposition: Dies entspricht der Haltung des Gerätes am Ohr, wie es z.B. beim Telefonieren üblich ist. Konkret wurde dafür die für die Zulassungsprüfung von Mobiltelefonen definierte „Tilt“-Position verwendet, bei der sich eine unter Wahrung von praktischen Gesichtspunkten größtmögliche Annäherung der Antenne an die Kopfoberfläche ergibt. Die Untersuchungen mit seitlicher Exposition sollen vor allem Aufschlüsse über die maximal möglichen Absorptionsverhältnisse und Temperaturerhöhungen im Mittel- und Innenohr, in der Pinealdrüse und im Gehirn ergeben.

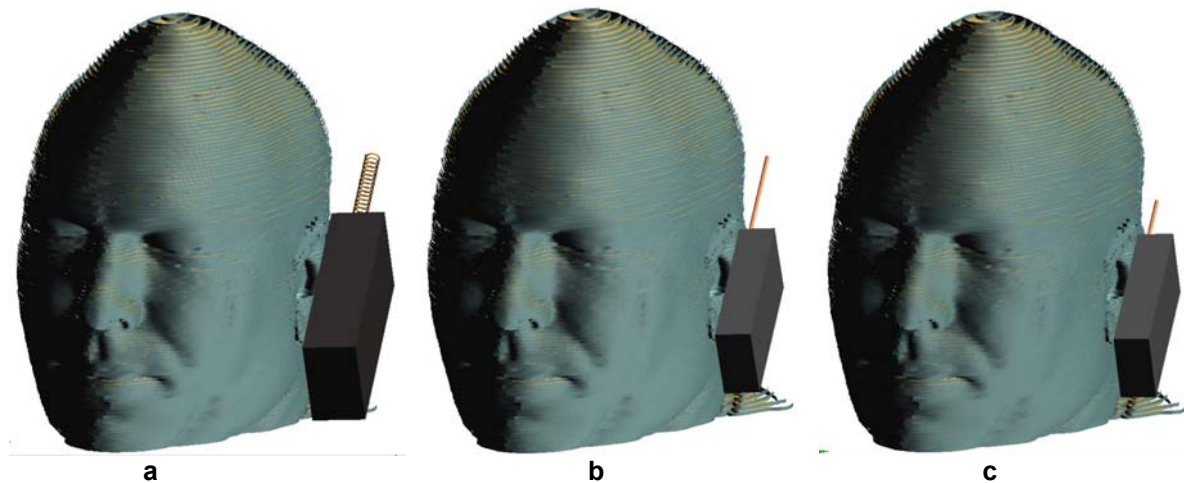


Abbildung 7.2: Betrachtete Expositionssituationen bei seitlicher Exposition: a) 400 MHz, b) 900 MHz, c) 1850 MHz

Exposition von vorne: Dies entspricht der Haltung des Gerätes vor dem Gesicht, wie es z.B. häufig bei der Benützung von Handsprechfunkgeräten der Fall ist. Die betrachteten Positionen wurden so gewählt, dass der Antennenfußpunkt der Strahlungsquelle möglichst nahe an das Auge herangebracht wurde.

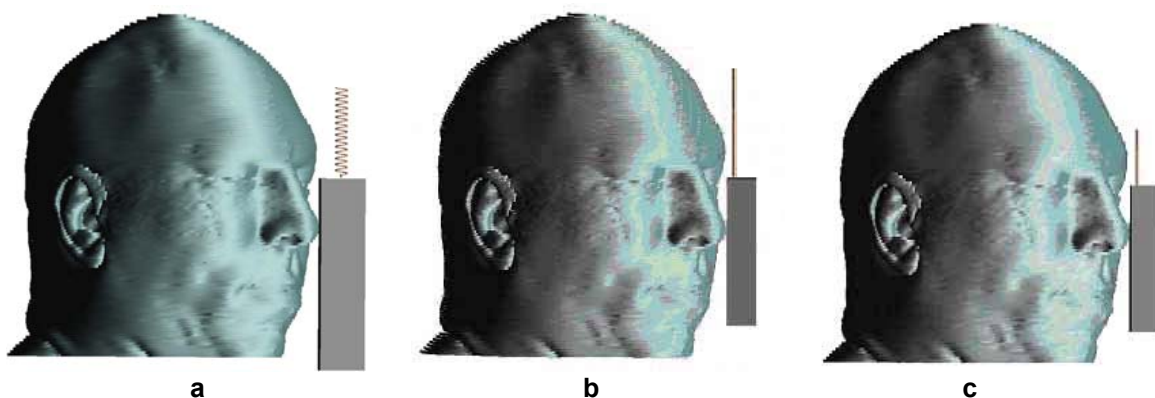


Abbildung 7.3: Betrachtete Expositionssituationen bei Exposition von vorne a) 400 MHz, b) 900 MHz, c) 1850 MHz

Untersuchungen der Absorptionsverhältnisse in der Haut: Für die vor allem im Hinblick auf eine Wahrnehmung der Erwärmung relevanten Untersuchungen der Strahlungsabsorption in der Haut wurde das in Kapitel 5.1 beschriebene Haut-Modell verwendet. Das Gehäuse der HF-Quelle liegt dabei dem einfachen Kopf/Hautmodell dicht an. Wesentlich ist dabei, dass die flache, nicht gewölbte Oberfläche bewusst gewählt wurde, um Erwärmungseffekte zufolge der Strahlungsabsorption, zufolge der Abschnürung der Konvektion durch das der Haut anliegende Mobiltelefon und Erwärmungseffekte zufolge der Erwärmung des Mobiltelefongehäuses selbst differenziert untersuchen zu können. In der Praxis besteht durch die Verformbarkeit der Haut- und Fettschicht üblicherweise ein relativ großflächiger satter Kontakt zwischen Mobiltelefongehäuse und der Haut, der bei Annäherung eines Mobiltelefonmodells an ein anatomisch korrektes Kopfmodell (mit starren, nicht-flachen äußeren Gewebegrenzen) nicht adäquat nachgebildet werden kann. Das flache, aber hinsichtlich der Hautschichtung anatomisch realistische Modell erlaubt dies jedoch. Speziell werden, in Nachbildung der realen Thermorezeptoren in der Haut, Punkt-Temperatursensoren in unterschiedlichen Tiefen positioniert, um auf diese Weise mögliche Wärmewahrnehmungseffekte untersuchen zu können.

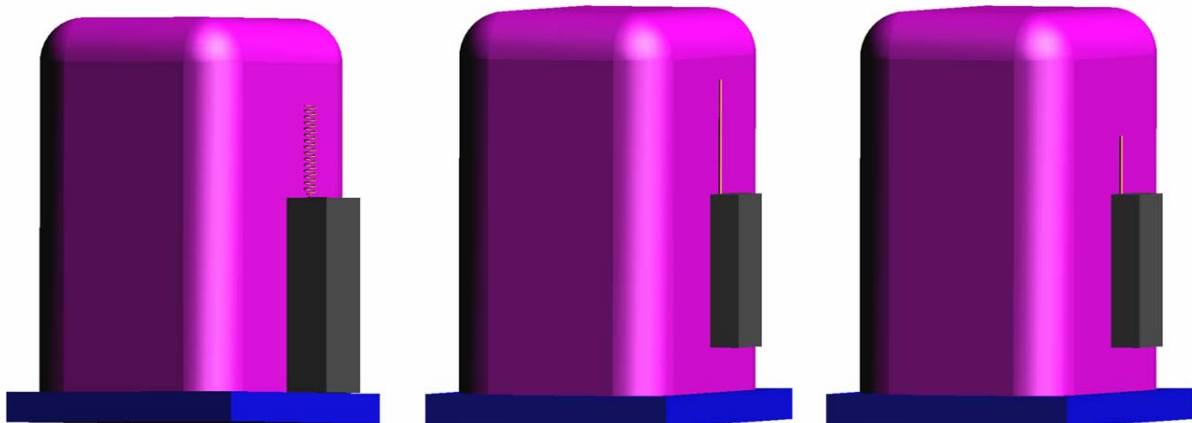


Abbildung 7.4: Betrachtete Expositionssituationen zur Untersuchung der Erwärmungs- und Wärmewahrnehmungseffekte in der Haut a) Exposition mit 400 MHz, b) Exposition mit 900 MHz, c) Exposition mit 1850 MHz

7.2 Verwendete Gewebeparameter

Für die dielektrischen Gewebeparameter wurden grundsätzlich die Werte aus dem Gabriel-Parametermodell [132] verwendet, ausgenommen für die Pinealdrüse, für die die entsprechenden Werte eigens ermittelt wurden (siehe Kapitel 6.1.3). Da nicht alle im Kopfmodell unterschiedenen Gewebe bzw. Gewebebereiche eine Entsprechung im Gabriel Parametermodell haben, wurde eine hinsichtlich der physikalischen Gewebeeigenschaften möglichst sinnvolle Zuordnung entsprechend Tabelle 7.1 getroffen. Die für die thermodynamischen Berechnungen verwendeten Gewebeeigenschaften sind ebenfalls aus Tabelle 7.1 zu ersehen. Diese Werte wurden auf einer umfangreichen Literaturrecherche ermittelt und stellen Mittelwerte aus den unterschiedlichen Quellen [96], [113],[129], [183]-[187] dar.

Diese Gewebeparameterwerte (sowohl die dielektrischen Parameter nach [132] als auch die thermodynamischen Kennwerte nach Tabelle 7.1) wurden bei den Berechnungen als „Nominalwerte“ verwendet. Bei Berechnungen zur Untersuchung der Einflüsse von Variationen dieser Parameter werden die Abweichungen von diesen Nominalwerten bei den Berechnungsergebnissen immer explizit angeführt.

Gewebe(bereich) im Kopfmodell bzw. Hautmodell	zugeordnetes Gewebe (Gabriel-Datenbank)	Dichte [kg/m ³]	spezifische Wärmekapazität [J/kg.K]	Wärmeleitfähigkeit [W/m.K]	Durchblutungsrate [ml/min.kg]	metabolische Wärmeproduktion [W/kg]
Schädelknochen	bone (avg)	1850	1300	0.39	11.5	0.15
Graue Substanz (innen)	grey matter	1040	3684	0.57	608.5	9.70
Graue Substanz (Kortex)	grey matter	1040	3684	0.57	608.5	9.70
Weiße Substanz	white matter	1040	3611	0.5	262.5	9.70
Knorpel	cartilage	1100	3521	0.46	50	0.18
Cerebellum	cerebellum	1040	3670	0.55	510	9.70
Zerebrospinalflüssigkeit	liquor cerebrospin.	1005	4116	0.59	0	0
Cist.cerebellomedullaris	liquor cerebrospin.	1005	4116	0.59	0	0
Bindegewebe	fat (not infiltrated)	920	2493	0.24	25.3	0.15
Cranial fossa	liquor cerebrospin.	1005	4116	0.59	0	0
Ohren (Haut)	skin (dry)	1140	3600	0.37	86.6	0.95
Epiglottis	cartilage	1100	3521	0.46	50	0.18
Epipharynx	cartilage	1100	3521	0.46	50	0.18
Augeapfel (Glaskörper)	vitreous humor	1003	3997	0.59	0	0.34
Fett	fat (not infiltrated)	920	2493	0.24	25.3	0.15
Stirnhöhle (Mucosa)	skin wet	1140	3600	0.37	86.6	0.18
Große Blutgefäße	blood	1060	3780	0.51	10000	0
Hippocampus	brain average	1040	3650	0.55	608.5	9.70
Hypophyse	brain average	1040	3650	0.55	608.5	9.70
Hypothalamus	brain average	1040	3650	0.55	608.5	9.70
Linse	lens	1080	3133	0.43	0	0
Kleine Blutgefäße	blood	1060	3780	0.51	10000	0
Knochenmark	marrow red	1020	3120	0.32	219	5.50
Mittelhirn	brain average	1040	3650	0.55	608.5	9.70
Muskel	muscle	1045	3580	0.5	26.6	0.67
Nasenhöhle (Mucosa)	skin wet	1140	3600	0.37	86.6	0.18
Speicheldrüse	gland (thyroid)	1040	3600	0.53	3059	9.79
Kopfhaut	skin dry	1140	3600	0.37	86.6	0.18
Rückenmark	brain average	1040	3650	0.55	608.5	9.61
Spinalnerven	nerve tissue	1040	3582	0.46	37.7	9.61
Subarachnoidalspalt	liquor cerebrospin.	1005	4116	0.59	0	0
Subkutis	fat (not infiltrated)	920	2493	0.24	25.3	0.15
Lymphdrüse	gland (thyroid)	1040	3600	0.53	3059	9.79
Zähne	bone cortical	1850	1300	0.39	11.5	0.15
Thalamus	brain average	1040	3650	0.55	608.5	9.70
Rachen	muscle	1045	3580	0.5	26.6	0.67
Zunge	tongue	1045	3580	0.5	26.6	0.67
Rachenmandeln	muscle	1045	3580	0.5	26.6	9.75
Ventrikel	liquor cerebrospin.	1005	4116	0.59	0	0.00
Foramen vertebralis	bone average	1850	1300	0.39	11.5	0.15
Pinealdrüse	eigene Messdaten	1110	4000	0.60	3060	9.52
Felsenbein	bone cortical	1850	1300	0.39	11.5	0.15
Amboss (Incus)	bone cortical	1850	1300	0.39	11.5	0
Hammer (Malleus)	bone cortical	1850	1300	0.39	11.5	0
Peri/Endolymph-Raum	liquor cerebrospin.	1005	4116	0.59	0	0
Steigbügel (Stapes)	bone cortical	1850	1300	0.39	11.5	0
N. vestibulocochlearis	nerve tissue	1040	3582	0.46	37.7	9.61
Trommelfell	skin dry	1140	3600	0.37	86.6	0.18
Cornea	cornea	1076	3793	0.52	38	0.32
Sehnerv	nerve tissue	1040	3582	0.46	37.7	9.61
Sklera	cornea	1076	3793	0.52	38	0.32
Glaskörper	vitreous body	1003	3997	0.59	0	0.34
Linse (Kortex)	lens (cortical)	1080	3133	0.43	0	0
Linse (Kern)	lens (nucleus)	1080	3133	0.43	0	0
Epidermis	skin dry	1200	3600	0.26	0	0
Dermis	skin wet	1200	3600	0.52	84.7	0.17
Subkut. Fett (Hautmodell)	fat (not infiltrated)	1000	3060	0.21	62.5	0.01

Tabelle 7.1: Verwendete Gewebeparameter und deren Zuordnung zu den Geweben im Kopfmodell

7.3 Berechnungsergebnisse

Für die im vorangegangenen Abschnitt definierten Expositionsszenarien wurden mit den in Kapitel 3 beschriebenen Berechnungsmethoden sowohl (elektromagnetische) Absorptionsberechnungen als auch thermodynamische Berechnungen durchgeführt, wobei der Einfluss unterschiedlicher Annahmen hinsichtlich der thermischen Umgebungsbedingungen, thermisch relevanter Gewebeeigenschaften und der Zeitcharakteristik des Expositionssignals untersucht wurden. Einer der für das gegenständliche Vorhaben wesentlichen Punkte, nämlich der Zusammenhang der räumlichen SAR-Verteilung mit der Temperaturverteilung, bzw. der räumlichen Verteilung der Temperaturerhöhungen im Gewebe wird dabei besonders beleuchtet.

7.3.1 Seitliche Exposition

Abbildung 7.5 zeigt graphisch Berechnungsergebnisse bei seitlicher Exposition mit 400 MHz (linke Bildspalte), 900 MHz (mittlere Bildspalte) und 1850 MHz (rechte Bildspalte) in einer Schnittebene durch das Mittel- und Innenohr. Zu beachten ist, dass die Schnittbilder in Abbildung 7.5 nicht Frontalschnitte im anatomischen Sinn darstellen, sondern gegen die Körperhauptachsen geneigt sind. Der Grund dafür ist die Tatsache, dass die durch die FDTD-Diskretisierung unvermeidbaren Stufeneffekte (stair casing error) immer bei den Quellenmodellen minimiert werden sollten. D.h., die Quelle (Gehäuse und Antenne) wurde in Hauptlage zum Koordinatensystem modelliert und das Kopfmodell entsprechend aus der Hauptlage gedreht, um zu der in Kapitel 7.1 definierten seitlichen Expositionssituation zu gelangen („tilit“ Position der Quelle zu Kopf). Die oberste Bildreihe in Abbildung 7.5 zeigt die Absorptionsverteilung (ungemittelte SAR) in der gesamten Schnittebene durch den Kopf, die zweite Bildreihe jeweils eine Vergrößerung der Absorptionsverhältnisse im Mittel- und Innenohrbereich. Alle SAR-Bilder sind auf 1 W Sendeleistung normiert. Die dritte Bildreihe stellt die Temperaturverteilung im Mittel- und Innenohr nach ca. 20 Minuten Exposition mit 1 W HF-Sendeleistung dar (thermisch eingeschwungener Zustand). Zum Vergleich ist ganz unten in Abbildung 7.5 die thermisch ausgeglichene Temperaturverteilung im Mittel- und Innenohrbereich ohne jegliche HF-Befeldung dargestellt.

Zunächst zeigen die Bilder der Absorptionsverteilung deutlich, die mit steigender Frequenz geringer werdende Eindringtiefe der HF-Strahlung. Weiters stellt sich erwartungsgemäß, aufgrund der aus elektrischer Sicht sehr heterogenen Gewebekomposition eine entsprechend heterogene SAR-Verteilung ein. Im Hinblick auf das Mittel- und Innenohr zeigen sich speziell deutliche SAR-Überhöhungen in den mit Peri/Endolymph gefüllten Räumen, die von der kompakten Knochenmasse des Felsenbeins umgeben sind. Im Vergleich zur SAR im Felsenbein sind die SAR-Werte im Peri/Endolymphraum teilweise um bis zu 10-20 dB höher, d.h. man kann in diesem Fall durchaus von SAR-Hot-Spots sprechen. Allerdings zeigt die zugehörige Temperaturverteilung praktisch nur vernachlässigbare Verschiebungen der Temperaturverhältnisse im Vergleich zum physiologischen Fall ohne jegliche HF-Bestrahlung. D.h., trotz teilweise punktuell hoher SAR-Werte, kommt es zu keiner nennenswerten lokalen Temperaturerhöhung aufgrund der effizienten Wärmeausgleichmechanismen (vor allem durch die Wärmeleitfähigkeit und die Durchblutung) im Gewebe.

Anmerkung zu Abbildung 7.5: In den Temperaturbildern schwarz gefärbte Bereiche befinden sich nicht auf einer Temperatur entsprechend dem unteren Ende der Temperaturskala, sondern stellen die mit Luft gefüllten Bereiche im Kopf dar (Gehörgang, Paukenhöhle, und schwammartig hohler Bereich des Mastoids). Diese Bereiche müssen, um in den thermodynamischen Berechnungen auf praktikable Rechenzeiten zu kommen, über thermische Randbedingungen definiert werden und werden daher nicht im FDTD-Algorithmus zur Lösung der BHTe eingeschlossen. Daher erscheinen diese Bereiche in den Ergebnisbildern schwarz. In den vorliegenden Berechnungen wurden im Gehörgang, in der Paukenhöhle und im Mastoid Temperaturen von konstant 35°C, 36.5°C und 37°C angenommen (in den Randbedingungen definiert). Angemerkt wird hierzu, dass sich diese auf Schätzungen basierten Annahmen nur auf die sich einstellenden Absoluttemperaturen im

Nahbereich der Ränder auswirken, nicht jedoch auf die berechneten HF-induzierten Temperaturerhöhungen.

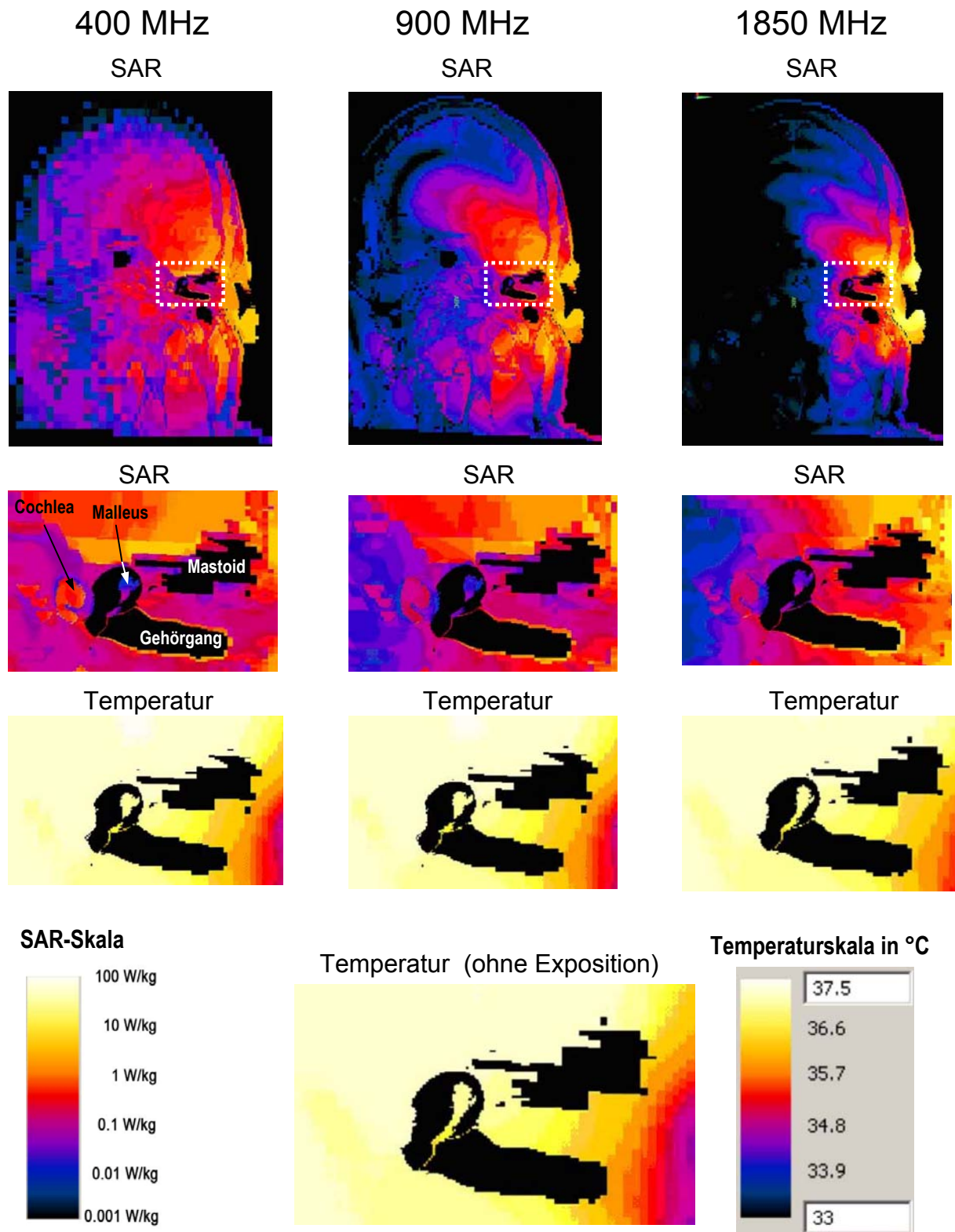


Abbildung 7.5: Absorptionsverteilung und Temperaturverteilung nach ca. 20 minütiger Exposition bei 1 W HF-Sendeleistung und seitlicher Exposition. Trotz teilweise relativ hoher SAR-Werte in stark verlustbehafteten (gut leitfähigen) Geweben, zeigt sich kein praktisch relevanter Temperaturanstieg im Bereich des Mittel- und Innenohres

Abbildung 7.6 zeigt zur Illustration die Absorptionsverteilung (wieder normiert auf eine Sendeleistung von 1 W für die drei untersuchten seitlichen Befeldungsbedingungen auf der Oberfläche der Mittel- und Innenohrstrukturen (Peri/Endolymphraum, Gehörknöchelchen, Trommelfell, Gehörnerv) in einer 3D Ansicht.

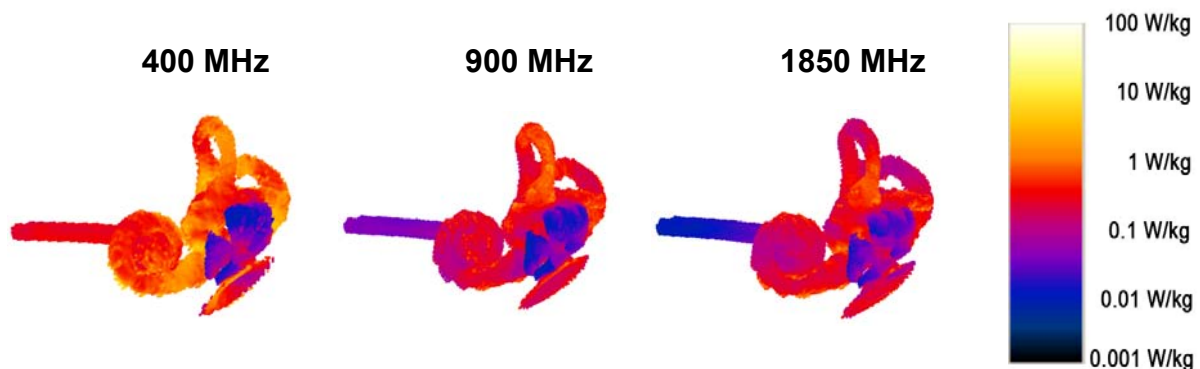


Abbildung 7.6: SAR-Verteilung (ungemittelt, normiert auf 1 W HF-Sendeleistung) für die drei betrachteten Expositionssituationen

Abbildung 7.7 zeigt die Absorptionsverteilung in einer Schnittebene durch die Pinealdrüse. Aufgrund des nur geringen Unterschiedes zum umgebenden Hirngewebe hinsichtlich der dielektrischen Eigenschaften (v.a. bei den höheren Frequenzen) treten auch keine deutlich höheren SAR-Werte in der Pinealdrüse als im umgebenden Hirngewebe auf. Einzig bei 400 MHz zeigt sich noch ein sichtbarer Kontrast in Abbildung 7.7.

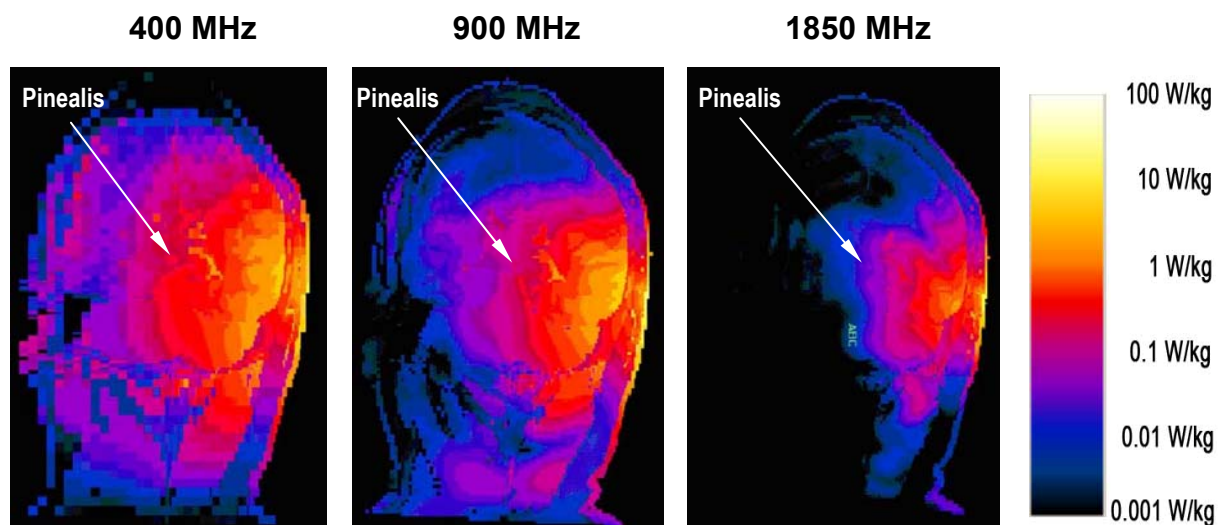


Abbildung 7.7: Absorptionsverteilung im Kopf (ungemittelt, normiert auf 1 W HF-Sendeleistung) in einer Schnittebene durch die Pinealdrüse

Abbildung 7.8 zeigt die maximal im Gewebe auftretenden Temperaturerhöhungen ΔT für unterschiedliche „Expositionsstärken“ und für alle drei betrachteten Frequenzen. Als „Expositionsstärke“ wird auf der Abszisse der Diagramme einerseits die Sendeleistung der Quellen und andererseits direkt neben den Datenpunkten die sich dadurch im Kopfmodell einstellende maximale über 10 g würfelförmiges Gewebe gemittelte SAR (bei Mittelung über alle Gewebearten) angegeben. Eine maximale über 10 g würfelförmiges Gewebe gemittelte SAR von 2 W/kg entspricht dem gegenwärtigen europäischen Grenzwert für lokale Exposition der Allgemeinbevölkerung nach [1]. Abbildung 7.8a zeigt die maximale

Temperaturerhöhung im Kopf, welche in allen betrachteten Fällen der seitlichen Exposition in der Haut an der Ohrmuschel auftrat. Die maximalen Temperaturerhöhungen im mit Peri/Endolymphe gefüllten Labyrinth und in der Pinealdrüse sind in Abbildung 7.8b und Abbildung 7.8c dargestellt.

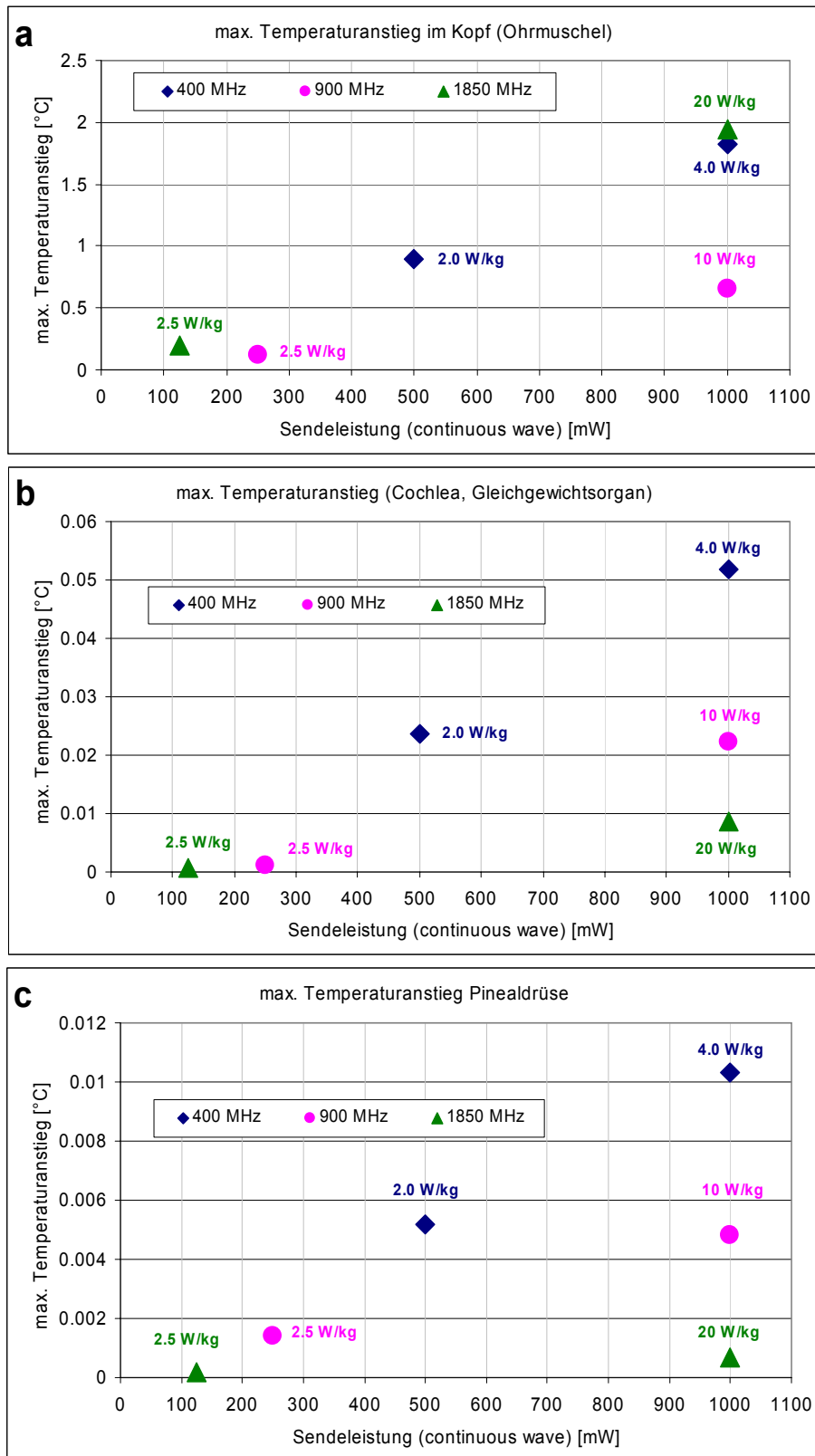


Abbildung 7.8: Maximale Temperaturerhöhungen zufolge seitlicher Exposition für unterschiedliche Expositionsstärken

Zunächst ist aus Abbildung 7.8 zu erkennen, dass bei höheren Frequenzen, schon vergleichsweise geringere Sendeleistungen zur Erreichung des Grenzwertes für die lokale Exposition führen, was vor allem durch die mit der Frequenz steigende elektrische Leitfähigkeit und die größere Energiedichte (kürzere Antennen) bei höheren Frequenzen erklärbar ist.

Betrachtet man die maximalen Temperaturerhöhungen bei in etwa gleichen 10g SAR-Werten für die unterschiedlichen Frequenzen, so wird deutlich, dass die Exposition gegenüber 400 MHz zu deutlich höheren Gewebstemperaturerhöhungen bei tiefer im Körper liegenden Geweben führt (z.B. Labyrinth, Pinealdrüse) als höhere Frequenzen. Der Grund dafür ist, dass die 400 MHz Befeldung aufgrund der größeren Eindringtiefe der Strahlung zu einer homogeneren Erwärmung führt und auch tiefer liegende Gewebe erwärmt. Dadurch entstehen bei niedrigeren Frequenzen kleinere Temperaturgradienten und damit weniger Wärmefluss, was zu weniger effektiven Wärmeausgleichsvorgängen führt. Die lokale Temperatur erhöht sich demnach in diesem Fall etwas mehr als im Falle der Befeldung mit höheren Frequenzen und stärker inhomogenen Absorptionsverhältnissen.

Abbildung 7.9 stellt die berechneten maximalen Temperaturerhöhungen in einigen ausgewählten Geweben des Kopfmodells, jeweils für eine Expositionsstärke entsprechend dem europäischen Grenzwert für lokale Exposition der Allgemeinbevölkerung (2 W/kg gemittelt über 10 g Gewebe) und für alle drei betrachteten Frequenzen gegenüber. Die angegebenen Werte entsprechen den Maximalwerten vom Zeitpunkt des Einschaltens der HF bis zur Erreichung des thermischen Gleichgewichts (nach ca. 20 Minuten). Aus praktischer Sicht zu erwähnen ist in diesem Zusammenhang, dass Ergebniswerte für die Temperaturerhöhung von unter ca. 0,001°C bereits nahe am Bereich der numerischen Unsicherheit liegen.

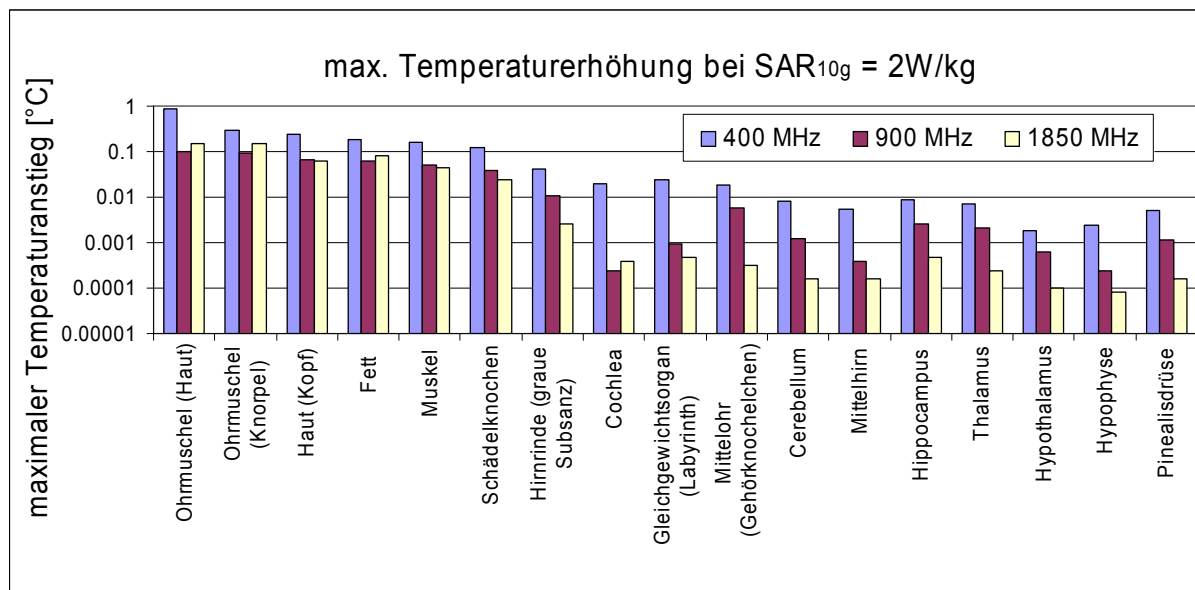


Abbildung 7.9: Maximale Temperaturanstiege in ausgewählten Geweben des Kopfmodells bei seitlicher Exposition entsprechend dem gegenwärtigen Grenzwert nach [1] für die lokale Exposition des Kopfes

Die Ergebnisse zeigen deutlich, dass selbst bei Ausschöpfung des Grenzwertes im vorliegenden Modell nur äußerst geringe Temperaturerhöhungen auftreten, die im Inneren der Schädelhöhle unter 0,1 °C liegen. In äußeren Gewebeschichten (Kopfhaut, Fett, Muskel Schädelknochen) können Temperaturerhöhungen im Bereich bis ca. 0,5°C auftreten. In der Haut der Ohrmuschel hat die betrachtete Expositionssituation zu einem maximalen Temperaturanstieg bis zu ca. 0,9 °C geführt.

Auswirkung von Durchblutungsrate und Umgebungstemperatur:

Da die im Gewebe erzeugte Wärme (sowohl metabolisch erzeugte als auch durch Absorption entstehende Wärme) im lebenden Organismus zu einem großen Teil einerseits durch die Durchblutung aus den tiefer liegenden Geweben abgeführt und über die Haut an die Umgebung abgegeben wird, erscheint die Frage nach der Auswirkung von Durchblutungsänderungen und Änderungen der Umgebungsbedingungen interessant.

Um diese Frage zu untersuchen, wurden Berechnungen für die vorher betrachtete Expositionssituation bei 400 MHz (worst case im Hinblick auf maximale Temperaturerhöhung) durchgeführt, wobei einerseits die Durchblutungsrate aller Gewebe um 50% reduziert und andererseits die Umgebungstemperatur um 10 °C, von 25°C auf 35°C, unabhängig voneinander erhöht wurden. Abbildung 7.10 zeigt die Berechnungsergebnisse im Vergleich zum Nominalfall mit 25°C Umgebungstemperatur und Gewebeparameterwerten entsprechend Tabelle 7.1. Es zeigt sich dabei erwartungsgemäß, dass für tief im Schädelinneren liegende Gewebe der Einfluss der Umgebungstemperatur praktisch nicht relevant ist, da kein relevanter direkter Wärmeaustausch mit der Umgebung stattfinden kann. Der Wärmeabtransport aus diesen Geweberegionen erfolgt fast ausschließlich durch die Durchblutung. Hingegen hat für die weiter außen liegenden Gewebe auch die Umgebungstemperatur einen entscheidenden Einfluss auf die sich einstellende maximale Temperaturerhöhung zufolge der HF-Absorption. Insgesamt bleiben die maximalen Temperaturerhöhungen aber auch im ungünstigsten hier angenommenen Fall (nur 50% Perfusion und 35°C Umgebungstemperatur) bei sehr geringen Werten (im Inneren der Schädelhöhle bei maximal ca. 0,1 °C).

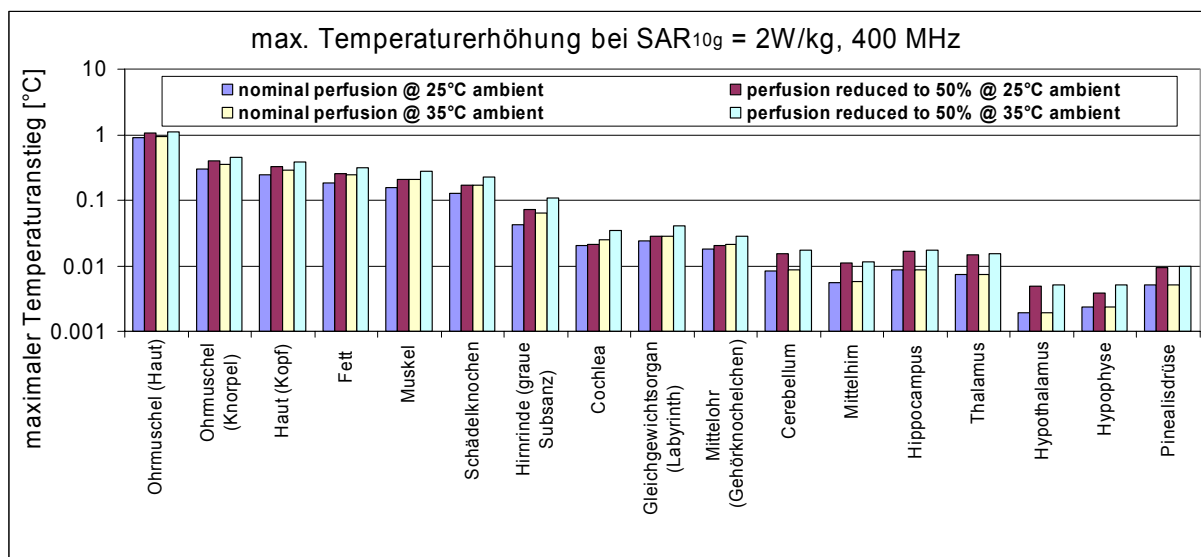


Abbildung 7.10: Maximale Temperaturanstiege in ausgewählten Geweben des Kopfmodells bei seitlicher Exposition entsprechend dem gegenwärtigen Grenzwert nach [1], bei Variation der Umgebungstemperatur und der Durchblutungsrate

Auswirkung der Charakteristik des Expositionssignals:

Die gegenwärtige europäische Normungsgebung definiert die Grenzwerte für die spezifische Absorptionsrate im hier betrachteten Frequenzbereich als 6 Minuten-Mittelwerte, ohne nähere Betrachtung des Zeitverlaufs der Exposition. Um zu untersuchen, in wie weit sich zeitlich intermittierende Expositionen mit konstanter, über 6 Minuten gemittelten SAR, aber mit unterschiedlichen EIN/AUS Schaltspielen (Duty Cycles) von der Situation mit konstanter (continuous wave, CW) Befeldung hinsichtlich der maximalen Gewebstemperaturerhöhung unterscheiden, wurden weitere Berechnungen angestellt.

Abbildung 7.11 zeigt die Ergebnisse für drei unterschiedliche Duty Cycles bei fester Periode $T=6$ min, im Vergleich zum Fall mit kontinuierlicher Exposition mit 2 W/kg. Die Berechnungen wurden wieder, zur Betrachtung des worst case, bei 400 MHz Exposition durchgeführt.

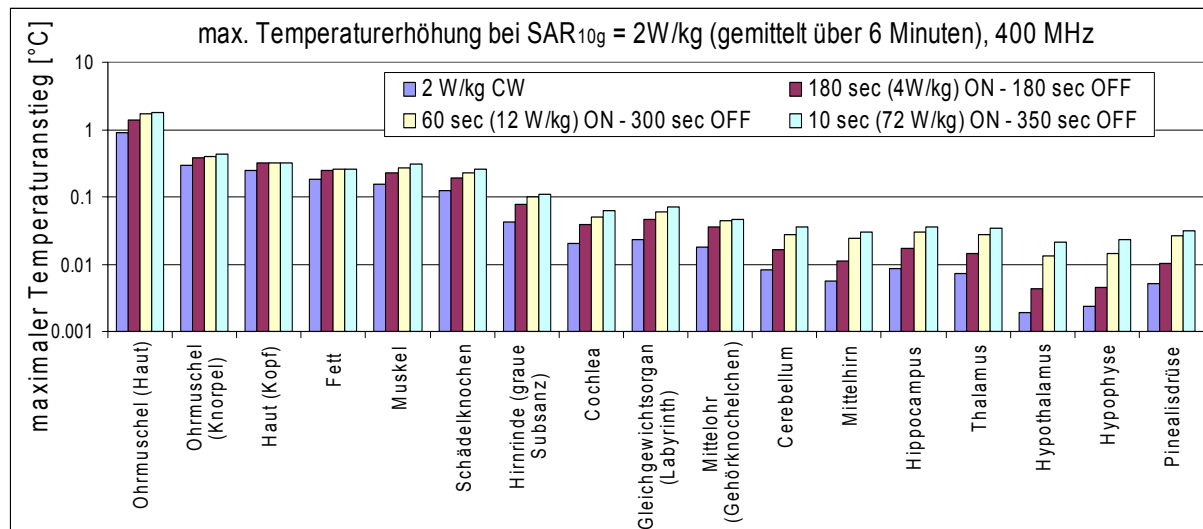


Abbildung 7.11: Maximale Temperaturanstiege in ausgewählten Geweben des Kopfmodells bei seitlicher Exposition entsprechend dem gegenwärtigen Grenzwert nach [1], bei Variation des Duty Cycles der Exposition

Es zeigt sich dabei der interessante Effekt, dass sich kleinere Duty Cycles bei konstanter SAR, d.h. höhere Spitzenwerte der SAR, vor allem in tiefer liegenden Gewebereichen durch eine relativ höhere maximale Gewebstemperaturerwärmung bemerkbar machen. In den peripheren Geweben ist dieser Effekt deutlich weniger ausgeprägt. Trotz der deutlich höheren berechneten Temperaturerhöhung in den inneren Organbereichen bei intermittierender Exposition im Vergleich zur CW-Befeldung (z.B. Faktor 11 im Hypothalamus für die hier betrachteten Fälle), muss darauf hingewiesen werden, dass das absolute Ausmaß der Temperaturerhöhungen wieder äußerst gering bleibt (maximal ca. 0.1°C im zerebralen Kortex, weiter innen noch geringer). Weiters ist im Hinblick auf praktische Situationen zu bedenken, dass für die Provozierung des worst case in Abbildung 7.11 ein Transmitter mit 18 W (!) Spitzensendeleistung angenommen wurde.

7.3.2 Exposition von vorne

Abbildung 7.12 zeigt graphisch Berechnungsergebnisse bei Exposition von vorne mit 400 MHz (linke Bildspalte), 900 MHz (mittlere Bildspalte) und 1850 MHz (rechte Bildspalte) in einer horizontalen Schnittebene durch das Auge. Die oberste Bildreihe in Abbildung 7.12 zeigt die Absorptionsverteilung (ungemittelte SAR) in der gesamten Schnittebene durch den Kopf, die zweite Bildreihe jeweils eine Vergrößerung der Absorptionsverhältnisse im Bereich des linken Auges (nahe der Quelle). Alle SAR-Bilder sind auf 1 W Sendeleistung normiert. Die dritte Bildreihe stellt die Temperaturverteilung im Auge nach ca. 20 Minuten Exposition mit 1W HF-Sendeleistung dar (thermisch eingeschwungener Zustand). Zum Vergleich ist ganz unten in Abbildung 7.12 die thermisch ausgeglichene Temperaturverteilung im Bereich des Auges ohne jegliche HF-Befeldung dargestellt.

Die Bilder der Absorptionsverteilung zeigen wieder die mit steigender Frequenz geringer werdende Eindringtiefe der HF-Strahlung. Weiters stellt sich wieder, aufgrund der aus elektrischer Sicht sehr heterogenen Gewebekomposition eine entsprechend heterogene SAR-Verteilung ein. Im Hinblick auf das Auge zeigt sich bei 1850 MHz eine deutliche SAR-Überhöhung etwa in der Mitte des Augapfels, offensichtlich als Folge eines Resonanzeffektes (Der Durchmesser des Augapfels entspricht ca. einer Wellenlänge der 1850 MHz Strahlung im Gewebe des Glaskörpers mit $\epsilon_r \approx 68$).

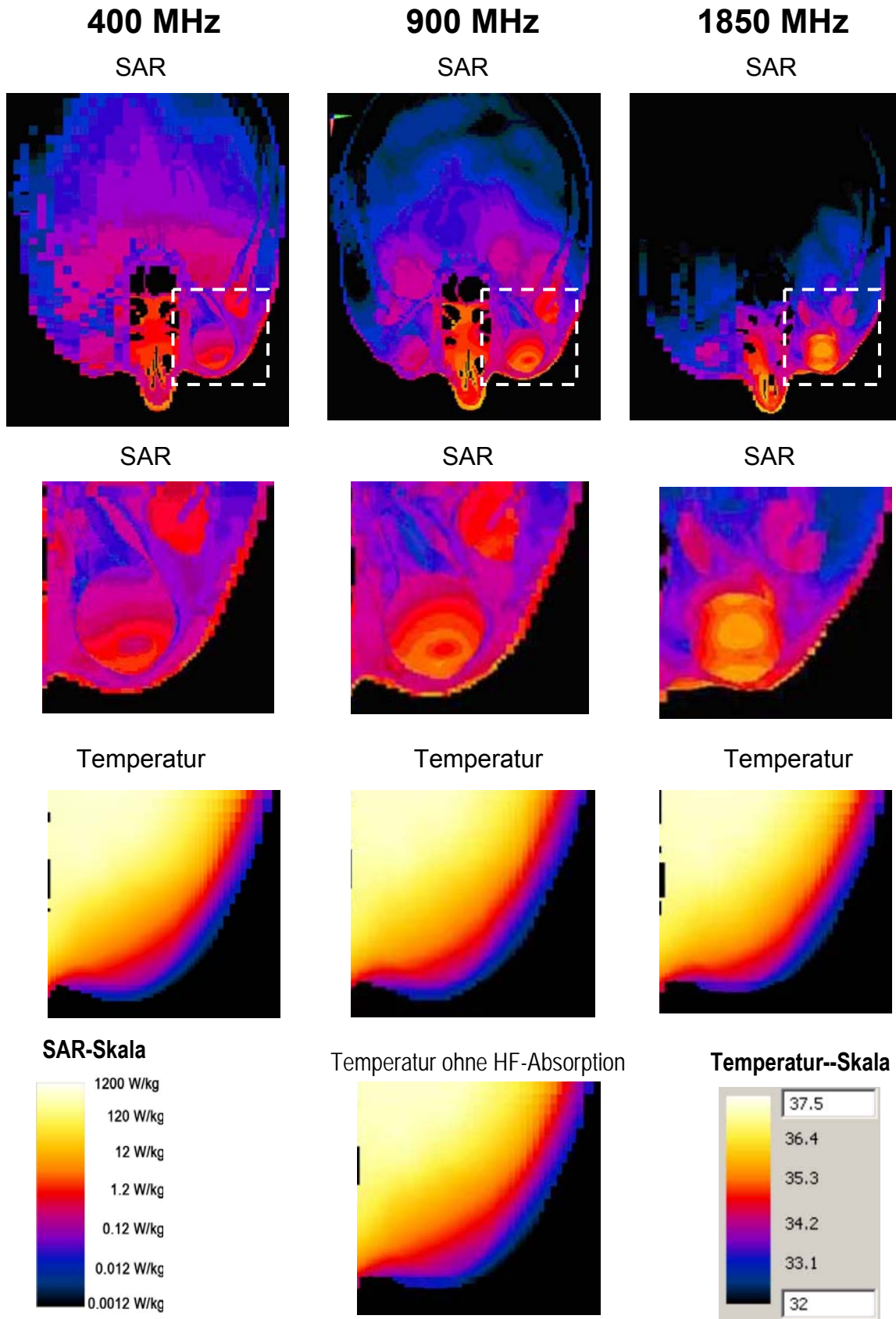


Abbildung 7.12: Absorptionsverteilung und Temperaturverteilung nach ca. 20-minütiger Exposition bei 1 W HF-Sendeleistung und Exposition vor dem linken Auge. Trotz teilweise relativ hoher SAR-Werte in stark verlustbehafteten (gut leitfähigen) Geweben, zeigt sich ein nur relativ kleiner Temperaturanstieg im Auge

Die zugehörige Temperaturverteilung zeigt geringfügige Temperaturanstiege im Auge um bis zu ca. $0,5^{\circ}\text{C}$ (bei 1 W Sendeleistung, größter Anstieg bei 1850 MHz), wobei in der Temperaturverteilung, im Gegensatz zur SAR-Verteilung, keine großen Gradienten auftreten.

Abbildung 7.13 zeigt die maximal im Gewebe auftretenden Temperaturerhöhungen ΔT für unterschiedliche „Expositionsstärken“ und für alle drei betrachteten Frequenzen bei der Exposition vor dem linken Auge. Als „Expositionsstärke“ wird auf der Abszisse der Diagramme einerseits die Sendeleistung der Quellen und andererseits direkt neben den Datenpunkten die sich dadurch im Kopfmodell einstellende maximale über 10 g würfelförmiges Gewebe gemittelte SAR (bei Mittelung über alle Gewebearten) angegeben. Eine maximale über 10 g würfelförmiges Gewebe gemittelte SAR entspricht dem gegenwärtigen europäischen Grenzwert von 2 W/kg für lokale Exposition der Allgemeinbevölkerung nach [1]. Abbildung 7.13a zeigt die maximale Temperaturerhöhung im Kopf, welche in allen betrachteten Fällen der Exposition von vorne in der Linse auftrat. Die maximalen Temperaturerhöhungen im Glaskörper und im Sehnerv sind in Abbildung 7.13b und Abbildung 7.13c dargestellt.

Zunächst ist aus Abbildung 7.13 wieder zu erkennen, dass bei höheren Frequenzen, schon vergleichsweise geringere Sendeleistungen zur Erreichung des Grenzwertes für die lokale Exposition führen, was vor allem durch die mit der Frequenz steigende elektrische Leitfähigkeit und die größere Energiedichte (kürzere Antennen) bei höheren Frequenzen erklärbar ist. Im Vergleich zur seitlichen Exposition (Abbildung 7.8) sind bei frontaler Exposition wesentlich höhere HF-Leistungen erforderlich um auf gleiche, über 10g gemittelte SAR-Werte zu kommen. Dies ist durch die größere Distanz zwischen HF-Strom führenden Bereichen der Quelle (Antennenfußpunkt und Gehäusekanten nahe dem Fußpunkt) und der Kopfoberfläche bei frontaler Exposition bedingt (vgl. Abbildung 7.2 und Abbildung 7.3)

Abbildung 7.14 stellt die berechneten maximalen Temperaturerhöhungen in einigen ausgewählten Geweben des Kopfmodells, jeweils für eine Expositionsstärke entsprechend dem europäischen Grenzwert für lokale Exposition der Allgemeinbevölkerung (2 W/kg gemittelt über 10 g Gewebe) und für alle drei betrachteten Frequenzen gegenüber. Die angegebenen Werte entsprechen den Maximalwerten vom Zeitpunkt des Einschaltens der HF bis zur Erreichung des thermischen Gleichgewichts (nach ca. 20 Minuten). Aus praktischer Sicht zu erwähnen ist in diesem Zusammenhang, dass Ergebniswerte für die Temperaturerhöhung von unter ca. $0,001^{\circ}\text{C}$ bereits nahe am Bereich der numerischen Unsicherheit liegen.

Betrachtet man die maximalen Temperaturerhöhungen in Abbildung 7.14 für die unterschiedlichen Frequenzen, so wird deutlich, dass die Exposition gegenüber 400 MHz zu deutlich höheren Gewebstemperaturerhöhungen, vor allem wieder bei tiefer im Körper liegenden Geweben führt (z.B. Labyrinth, Pinealdrüse, zentrale Hirnregionen) als höhere Frequenzen. Der Grund dafür ist, wie schon im Fall der seitlichen Exposition erläutert, dass die 400 MHz Befeldung aufgrund der größeren Eindringtiefe der Strahlung zu einer homogeneren Erwärmung führt und auch tiefer liegende Gewebe erwärmt. Dadurch entstehen bei niedrigeren Frequenzen kleinere Temperaturgradienten und damit weniger Wärmefluss, was zu weniger effektiven Wärmeausgleichvorgängen führt. Die lokale Temperatur erhöht sich demnach in diesem Fall etwas mehr als im Falle der Befeldung mit höheren Frequenzen und stärker inhomogenen Absorptionsverhältnissen. Die Ausschöpfung des Grenzwertes bei Exposition von vorne führt im vorliegenden Modell auf maximale Temperaturerhöhungen im Auge von ca. $0,6^{\circ}\text{C}$ bei 400 MHz, $0,4^{\circ}\text{C}$ bei 900 MHz und $0,25^{\circ}\text{C}$ bei 1850 MHz Befeldung.

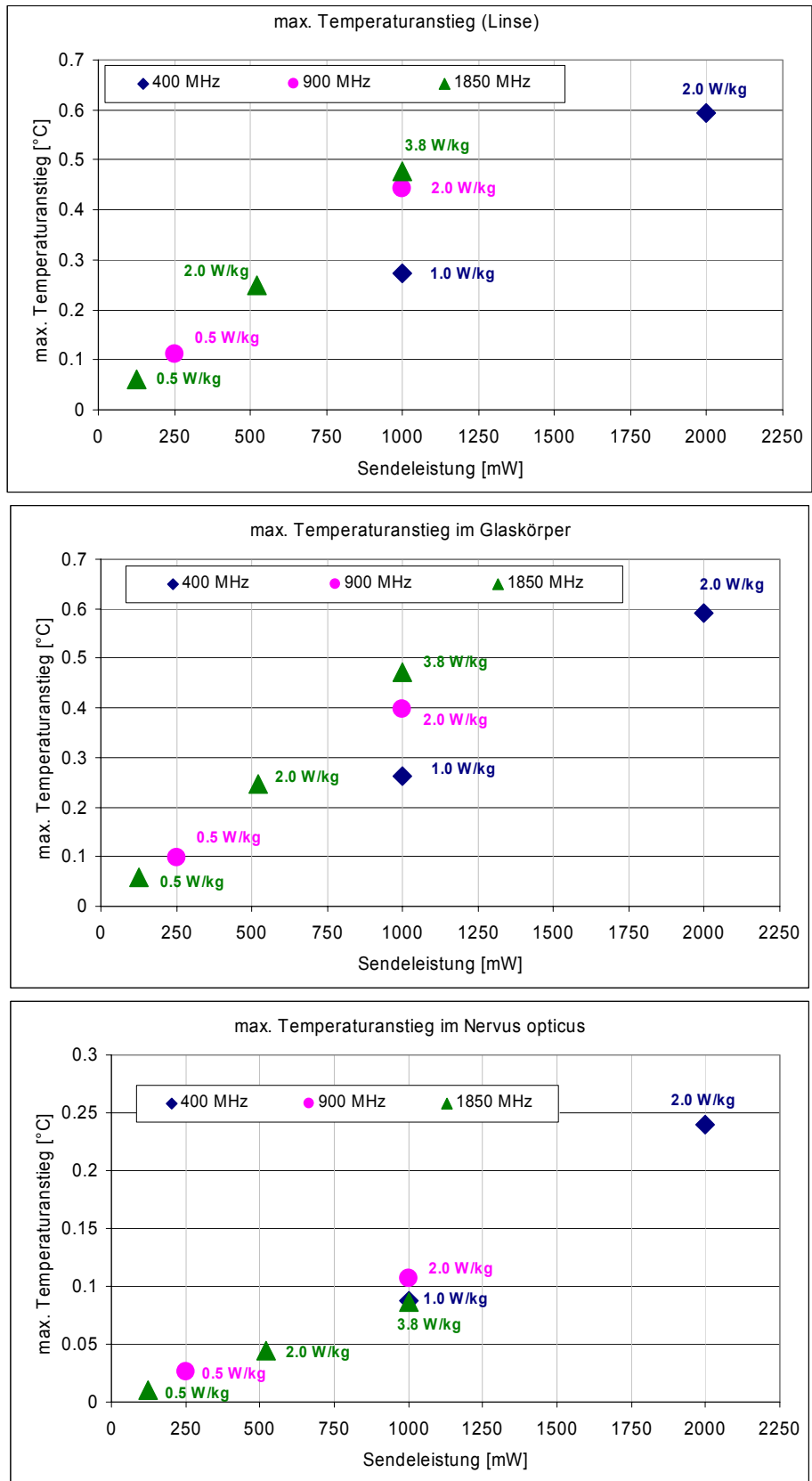


Abbildung 7.13: Maximale Temperaturerhöhungen zufolge Exposition vor dem linken Auge für unterschiedliche Expositionsstärken

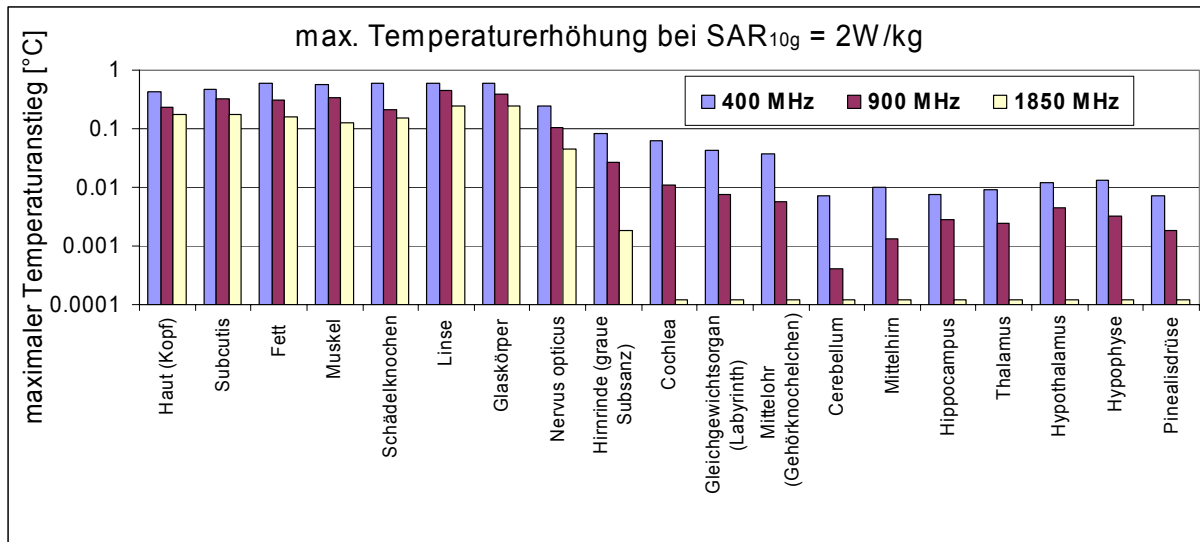


Abbildung 7.14: Maximale Temperaturanstiege in ausgewählten Geweben des Kopfmodells bei Exposition von vorne entsprechend dem gegenwärtigen Grenzwert nach [1] für die lokale Exposition des Kopfes

Auswirkung von Durchblutungsrate und Umgebungstemperatur:

Wie auch im vorangegangenen Kapitel für die seitliche Exposition sollen im Folgenden auch für die Exposition von vorne Betrachtungen über den Einfluss der Durchblutungsrate und der Umgebungstemperatur auf die sich im Gewebe zufolge HF-Exposition einstellende maximale Temperaturerhöhung angestellt werden.

Es wurden wieder Berechnungen für die vorher betrachtete Expositionssituation bei 400 MHz (worst case im Hinblick auf maximale Temperaturerhöhung) durchgeführt, wobei einerseits die Durchblutungsrate aller Gewebe um 50% reduziert und andererseits die Umgebungstemperatur um 10 °C, von 25°C auf 35°C, unabhängig voneinander erhöht wurden. Abbildung 7.15 zeigt die Berechnungsergebnisse im Vergleich zum Nominalfall mit 25°C Umgebungstemperatur und Gewebeparameterwerten entsprechend Tabelle 7.1. Im ungünstigsten betrachteten Fall (reduzierte Perfusion bei 35°C) erreicht die Temperaturerhöhung im Auge einen Wert von ca. 0,81°C.

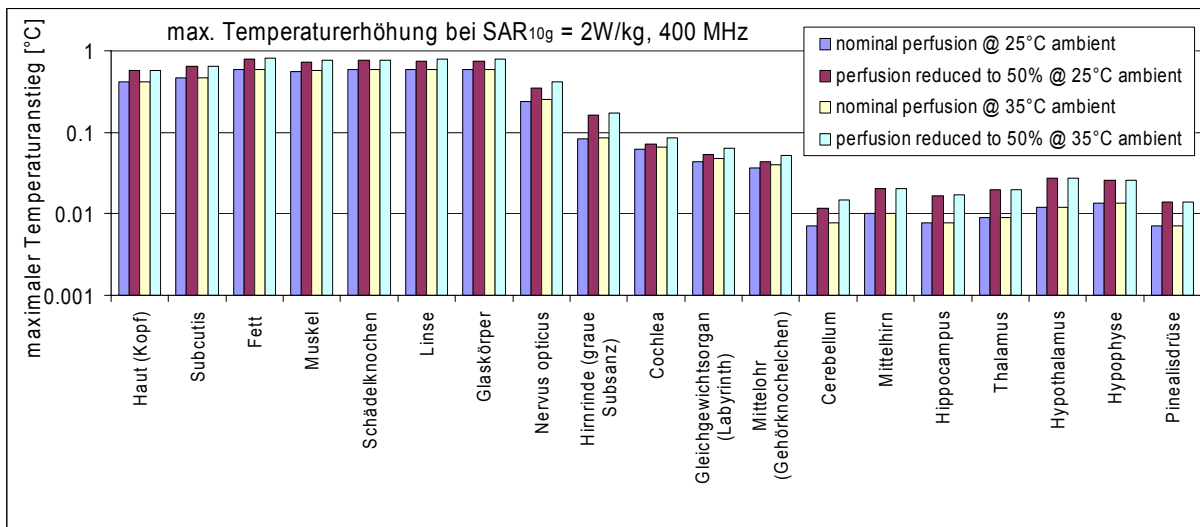


Abbildung 7.15: Maximale Temperaturanstiege in ausgewählten Geweben des Kopfmodells bei Exposition von vorne entsprechend dem gegenwärtigen Grenzwert nach [1], bei Variation der Umgebungstemperatur und der Durchblutungsrate

Auswirkung der Charakteristik des Expositionssignals:

Abbildung 7.16 zeigt die Ergebnisse für drei unterschiedliche Duty Cycles bei fester Periode $T=6$ min, im Vergleich zum Fall mit kontinuierlicher Exposition mit 2 W/kg bei der Exposition von vorne. Die Berechnungen wurden wieder, zur Betrachtung des worst case, bei 400 MHz Exposition durchgeführt.

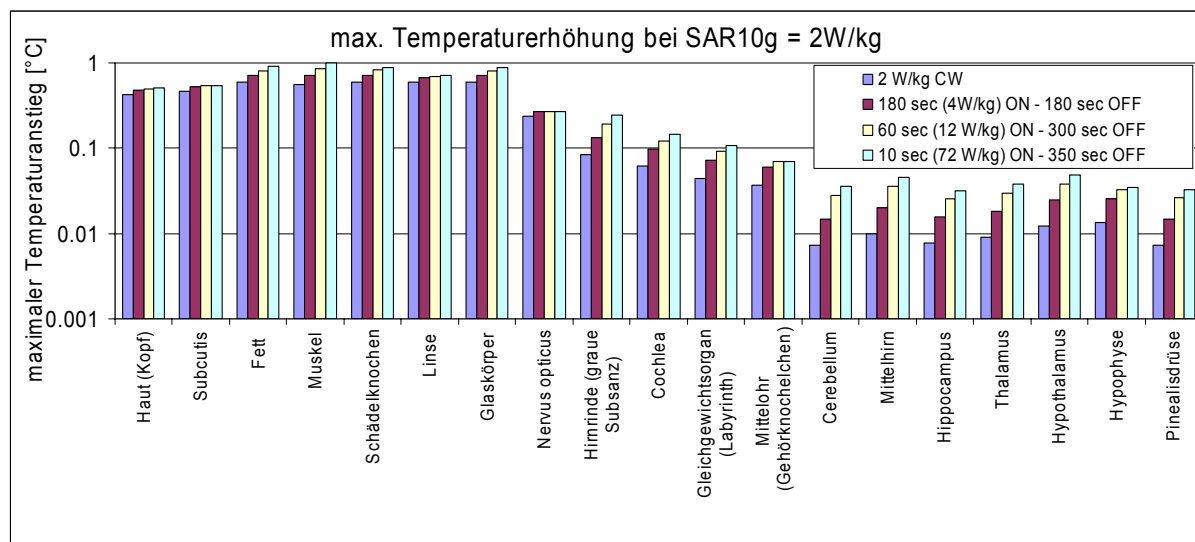


Abbildung 7.16: Maximale Temperaturanstiege in ausgewählten Geweben des Kopfmodells bei Exposition von vorne entsprechend dem gegenwärtigen Grenzwert nach [1], bei Variation des Duty Cycles der Exposition

Wieder ist zu erkennen, dass sich kleinere Duty Cycles bei konstanter SAR, d.h. höhere Spitzenwerte der SAR, vor allem in tiefer liegenden Gewebereichen durch eine relativ höhere maximale Gewebstemperaturerwärmung bemerkbar machen. In den peripheren Geweben (wie z.B. in der Linse) ist dieser Effekt deutlich weniger ausgeprägt. Das absolute Ausmaß der maximalen Temperaturerhöhungen liegt in den peripheren Geweben und im Auge in der Größenordnung von knapp unter 1°C . Im Hinblick auf praktische Situationen muss hier allerdings wieder angemerkt werden, dass für die Provozierung des worst case in Abbildung 7.11 ein Transmitter mit 72 W (!) Spitzensendeleistung angenommen werden musste.

7.3.3 Exposition der Haut im Hinblick auf Wärmewahrnehmung

Thermische Schädigungen der Haut durch HF-Exposition, verursacht durch Geräte der Mobilkommunikation können aufgrund der geringen Sendeleistungen und der effizienten in der Haut wirksamen Wärmetransportprozesse als sehr unwahrscheinlich angesehen werden. Man bedenke beispielsweise, dass viele andere Aktivitäten des täglichen Lebens zu wesentlich höherer thermischer Belastung der Haut ohne nachhaltige Schädigung führen (z.B., Waschen mit warmem Wasser, Sonnenbestrahlung, Anfassen warmer Gegenstände, u.s.w) als typische HF-Absorptionen. Die thermischen Auswirkungen von HF-Exposition in der Haut, verursacht durch Geräte der Mobilkommunikation, sind daher weniger im Hinblick auf mögliche thermische Schädigungen interessant, sondern vielmehr hinsichtlich einer möglichen Wahrnehmung der HF-induzierten Erwärmung. Nach Hendler und Hardy 1960 [189], sowie Hendler et al. 1963 [190] sind für die Wärmewahrnehmung zwei Lagen von Thermorezeptoren in der Haut, in unterschiedlichen Tiefen verantwortlich. Die Wahrnehmung der Wärme (sensorische Reaktion) entsteht durch das Auftreten eines überschwelligem Temperaturgradienten (Temperaturdifferenz) zwischen den beiden Rezeptorschichten. Als

Schwellwerte für diesen Temperaturunterschied werden bereits erstaunlich kleine Werte von ca. $0,01^{\circ}\text{C}$ angesehen.

Bei Betrieb eines Sende­gerätes am Kopf (mit Kontakt zur Haut) sind 3 unterschiedliche Effekte zu unterscheiden, die zu einer lokalen Erwärmung der Haut führen können:

- Erwärmung durch HF-Absorption
- Erwärmung zufolge Wärmetransport vom Gerätegehäuse in die Haut, da sich das Gerätegehäuse zufolge unvermeidlicher Verluste erwärmt (v.a. im Bereich des Akkus)
- Erwärmung zufolge Unterbindung des Wärmeaustausches mit der Umgebung im Kontaktbereich Gerätegehäuse/Haut

In der Praxis treten alle 3 Mechanismen natürlich gleichzeitig auf und es ist daher schwierig zu entscheiden welcher der Effekte überwiegt und für häufig berichtete Wärmewahrnehmungen am Kopf während dem Mobiltelefonieren verantwortlich ist.

Um diese Fragestellung zu untersuchen wurden Berechnungen mit dem in Kapitel 5.1 vorgestellten generischen Hautmodell (vgl. Abbildung 5.1), und unter den in Kapitel 7.1 definierten Expositionsbedingungen (vgl. Abbildung 7.4) durchgeführt. Untersucht werden dabei die Verhältnisse für die beiden generischen Mobiltelefonmodelle für 900 MHz und 1850 MHz, sowie für das Modell des Sprechfunkgerätes bei 400 MHz (Abbildung 7.1) Die Gehäuse der HF-Quellen liegen dabei der flachen Oberfläche des generischen Kopfhautmodells dicht an, die Umgebungstemperatur ist mit 25°C angenommen. Die einzelnen Gewebeparameter für die im generischen Kopf/Hautmodell berücksichtigten Gewebe wurden entsprechend den Angaben in Kapitel 7.2 angenommen. In Annäherung an die realen Verhältnisse, wurden im Hautmodell an mehreren Stellen Thermosensoren, jeweils in $200\ \mu\text{m}$ Tiefe und im 1 mm Tiefe platziert (jeweils in Ebenen parallel zur x-z-Ebene, siehe Abbildung 7.17)

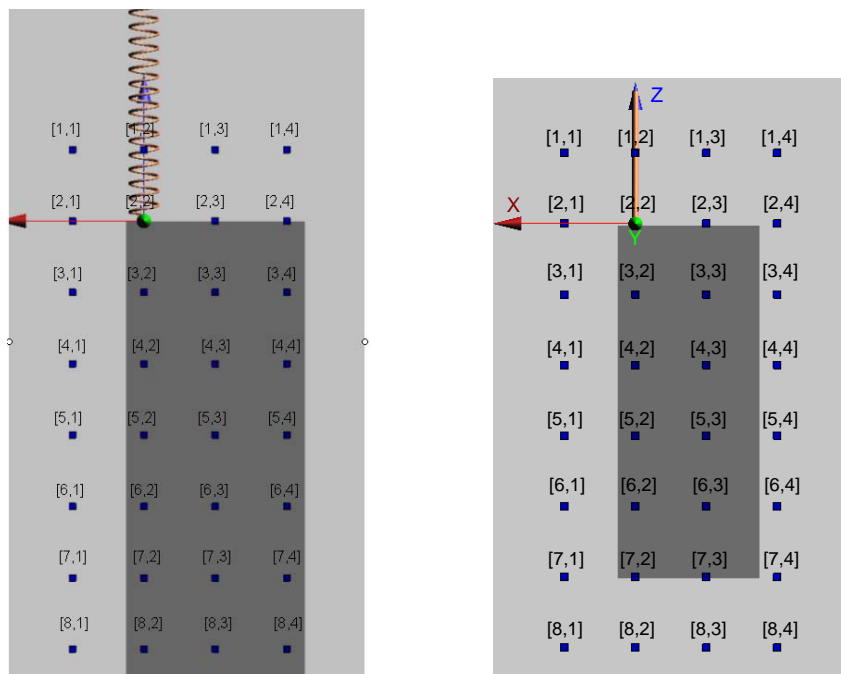


Abbildung 7.17: Lage der Temperatursensoren im Computermodell relativ zu den Quellengehäusen (links: 400 MHz Sprechfunkgerät-Modell, rechts: 900 MHz bzw. 1850 MHz Mobiltelefonmodell). Unter jeder mit den kleinen blauen Quadraten markierten Position (mit Reihen und Spaltenindex benannt) befindet sich jeweils ein Temperatursensor in $200\ \mu\text{m}$ Tiefe und ein Temperatursensor in 1 mm Tiefe im einfachen Kopf/Hautmodell

Die Exposition bei 900 MHz wurde mit einer Sendeleistung von 250 mW modelliert (entsprechend einem GSM900 Mobiltelefon), die Exposition mit 1850 MHz mit 125 mW Sendeleistung (entsprechend GSM1800 und UMTS Mobiltelefonen). Im Fall der 400 MHz-Quelle wurde als Sendeleistung sowohl 1 W, als auch 250 mW verwendet, um einen Vergleich mit der Exposition bei 900 MHz herstellen zu können. Bei der Betrachtung der Erwärmung zufolge der HF-Absorption, wurden die Modellparameter derart gesetzt, dass keinerlei Minderung der konvektiven Wärmeabgabe der Haut an die Umgebung ($8 \text{ W/m}^2\cdot\text{K}$) durch das Gehäuse erfolgte, d.h., so dass ausschließlich der Effekt der HF-Absorption betrachtet werden konnte.

Für die Untersuchung der Erwärmung zufolge Wärmetransport vom Mobiltelefon-Gerätegehäuse in die Haut, wurde ein konstanter Wärmefluss von 16 W/m^2 über die Kontaktfläche des Gerätegehäuses mit der Haut angenommen. Dieser Wert ergibt sich aus der Annahme, dass ca. 220 mW Leistung im Gerät in Wärme umgesetzt und gleichmäßig über die Oberfläche des Gerätegehäuses ($20 \text{ mm} \times 40 \text{ mm} \times 100 \text{ mm}$) abgegeben werden. Dies würde einem Wirkungsgrad von ca. 53% des 900 MHz Mobiltelefonmodells und von ca. 36% des 1850 MHz Modells entsprechen.

Die Berechnungen hinsichtlich der Auswirkungen der thermischen Isolation der Haut durch das Mobiltelefon-Gerätegehäuse (Unterbindung der Konvektiven Wärmeabgabe im Bereich der Kontaktfläche zwischen Gehäuse und Haut) wurde dadurch modelliert, dass im Bereich der Kontaktfläche der Wärmetransferkoeffizient zur Umgebung auf $0 \text{ W/m}^2\cdot\text{K}$ gesetzt wurde.

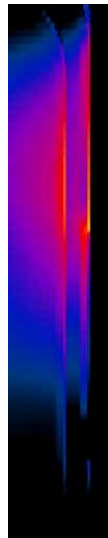
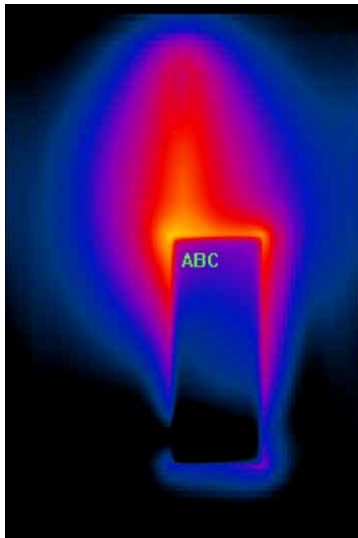
Die Betrachtungen hinsichtlich der Hauterwärmung (durch Geräteverlustleistung) und hinsichtlich der thermischen Isolation der Haut durch das Gerätegehäuse wurden nur für die Mobiltelefongehäuse durchgeführt, und nicht eigens für das (etwas größere) Gehäuse des 400 MHz Sprechfunkgeräte-Modells, da Sprechfunkgeräte üblicherweise nicht so dicht am Körper betrieben werden wie Mobilfunkgeräte.

Abbildung 7.18 zeigt in der oberen Bildreihe die Absorptionsverteilungen für die betrachteten Expositionssituationen bei 900 MHz (links) und 1850 MHz (rechts), jeweils in 1 mm Tiefe in der Haut (also in der Dermis) und in einem Querschnitt durch die Haut. In den Querschnittsdarstellungen sind wieder die sehr inhomogenen Absorptionsverhältnisse zufolge der teilweise stark unterschiedlichen dielektrischen Eigenschaften der einzelnen Gewebeschichten zu erkennen. In der zweiten Bildreihe von Abbildung 7.18 sind die zufolge der HF-Absorption sich einstellenden Temperaturverteilungen (nach ca. 20 Minuten Absorption) dargestellt (wieder in 1 mm Tiefe und in einer Querschnittsdarstellung). Es zeigt sich dabei ein räumlich nur sehr begrenzter Temperaturanstieg in der Haut sehr nahe dem SAR Maximum (nahe dem Antennenfußpunkt). Das Ausmaß des maximalen Temperaturanstieges liegt sowohl bei 900 MHz (250 mW Sendeleistung) als auch bei 1850 MHz (125 mW Sendeleistung) im Bereich von ca. $0,8^\circ\text{C}$. Im Vergleich dazu führt die Wärmeabgabe des Mobiltelefongehäuses zu einer großflächigen Temperaturerhöhung im Bereich der Kontaktfläche zwischen Haut und Gehäuse im Ausmaß von bis zu ca. $5,3^\circ\text{C}$ (Abbildung 7.18, unterste Bildreihe, linke Seite). Auch die bloße Abschnürung der Konvektion alleine, durch den Kontakt des Gehäuses mit der Haut verursacht einen Temperaturanstieg von maximal ca. $4,9^\circ\text{C}$ (Abbildung 7.18, unterste Bildreihe, rechte Seite). D.h., unter den hier getroffenen, für den Gebrauch von Mobilfunkgeräten durchaus realistischen, Annahmen trägt allein der Kontakt des Gerätegehäuses mit der Haut und die damit verbundene Unterdrückung des konvektiven Wärmeaustausches wesentlich mehr zur Erwärmung bei als die HF-Absorption selbst. Noch etwas stärker wirkt sich ein Wärmefluss vom Gerätegehäuse (durch die im Gerät entstehende Verlustleistung, in die Haut aus.

SAR-Verteilung 900 MHz

in 1mm Tiefe

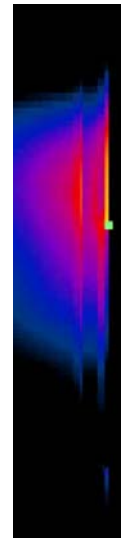
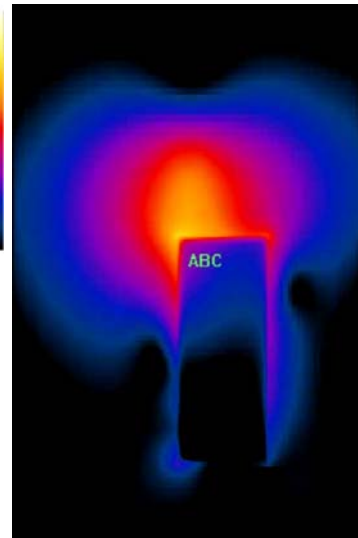
Querschnitt



SAR-Verteilung 1850 MHz

in 1mm Tiefe

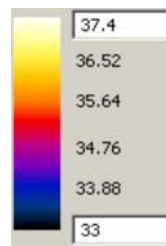
Querschnitt



Temperatur-Verteilung 900 MHz

in 1mm Tiefe

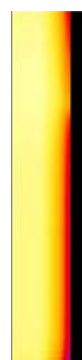
Querschnitt



Temperatur-Verteilung 1850 MHz

in 1mm Tiefe

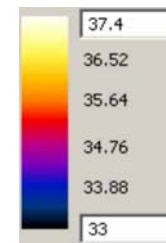
Querschnitt



Temperatur-Verteilung 900 MHz Erwärmung des Gehäuses

in 1mm Tiefe

Querschnitt



Temperatur-Verteilung Abschnürung der Konvektion

in 1mm Tiefe

Querschnitt



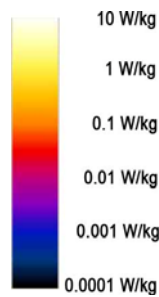
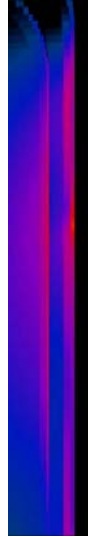
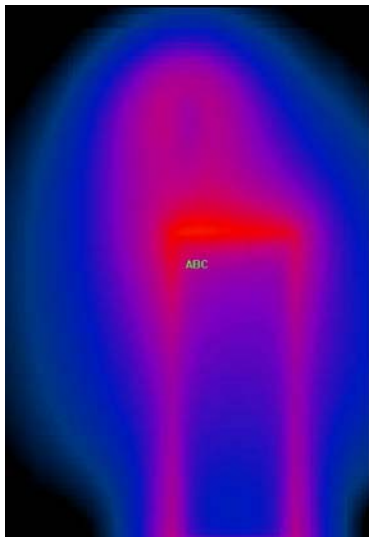
Abbildung 7.18: Absorptionsverteilung (ungemittelte SAR) und Temperaturverteilung nach 20 Minuten HF-Absorption (mittlere Bildreihe), durch Wärmefluss vom Gehäuse (untere Bildreihe, links) und durch Abschnürung der Konvektion durch den Kontakt mit dem Gerätegehäuse (untere Bildreihe, rechts)

Im Fall der 400 MHz Quelle (Abbildung 7.19) lagen die maximalen Temperaturanstiege für die Befeldung mit Sendeleistungen von 250 mW bzw. 1 W bei ca. 0,2°C bzw. ca. 0,8°C. D.h., ebenfalls wesentlich geringere Werte als jene, die bei engem Kontakt zwischen Haut und Gerät zufolge von Wärmeabgabe durch das Gerätegehäuse und Abschnürung der Konvektion zu erwarten sind (z.B. 5,3°C und 4,9°C gemäß den voranstehenden Berechnungen mit den Mobiltelefongehäusen).

SAR-Verteilung 400 MHz / 250 mW

in 1mm Tiefe

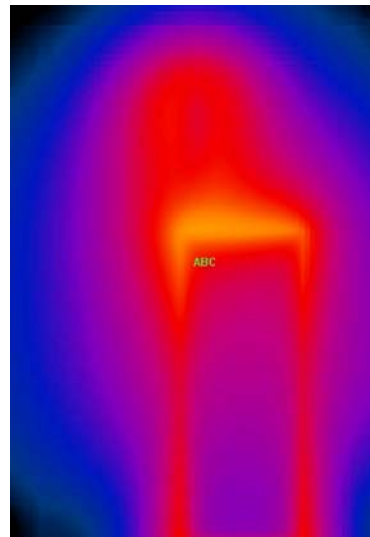
Querschnitt



SAR-Verteilung 400 MHz / 1 W

in 1mm Tiefe

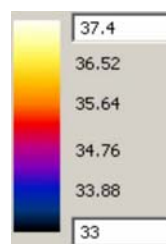
Querschnitt



Temperatur-Verteilung 400 MHz / 250 mW

in 1mm Tiefe

Querschnitt



Temperatur-Verteilung 400 MHz / 1 W

in 1mm Tiefe

Querschnitt



Abbildung 7.19: Absorptionsverteilung (ungemittelte SAR) und Temperaturverteilung nach 20 Minuten HF-Absorption (mittlere Bildreihe) bei 400 MHz mit 250 mW (links) und 1 W (rechts) Sendeleistung

Im Hinblick auf die Frage, ob die von Mobiltelefonbenutzern häufig berichtete Wärmeempfindung auch schon allein durch die HF-Absorption ausgelöst werden kann, wurden die Berechnungsergebnisse weiter analysiert. Wie oben bereits erwähnt besagt eine der am meisten anerkannten Hypothesen hinsichtlich der Wärmewahrnehmung, dass der Temperaturunterschied zwischen zwei unterschiedlich tief in der Haut liegenden

Rezeptorebenen einen gewissen Schwellwert (ca. 0.01°C) überschreiten muss, um eine sensorische Reaktion auszulösen. An die Stelle der Rezeptoren wurden im Hautmodell mehrere Temperatursensoren in zwei unterschiedlichen Tiefen der Haut ($200\ \mu\text{m}$ und $1\ \text{mm}$) platziert. Für den thermischen Gleichgewichtszustand des Kopf/Hautmodells (d.h. ohne jegliche äußere Beeinflussung, konvektiver Wärmeaustausch mit der Umgebung im Ausmaß von $8\ \text{W}/\text{m}^2\cdot\text{K}$) stellte sich eine Temperaturdifferenz von $\Delta T = T_{1\text{mm}} - T_{200\mu\text{m}} = 0,133^{\circ}\text{C}$ zwischen den Sensoren in $1\ \text{mm}$ Tiefe und den Sensoren in $200\ \mu\text{m}$ Tiefe ein (oberflächliche Sensoren auf niedrigerer Temperatur).

Einer Auslegung der oben genannten Theorie folgend, müsste für eine thermosensorische Reaktion eine Temperaturdifferenz $\Delta T = T_{1\text{mm}} - T_{200\mu\text{m}} = -0,01^{\circ}\text{C}$ erreicht werden (oberflächliche Sensoren auf höherer Temperatur), d.h. der „natürliche“ Temperaturgradient müsste durch einen äußeren Reiz nicht nur vollständig kompensiert, sondern sogar noch leicht übertroffen werden. In einer anderen Interpretation würde die Reduzierung des natürlichen Gradienten um $0,01^{\circ}\text{C}$ zur einer Auslösung einer thermosensorischen Reaktion führen. Tabelle 7.2 fasst die Ergebnisse der diesbezüglichen Analyse der Berechnungsergebnisse für die drei unterschiedlichen Erwärmungsmechanismen (vgl. Abbildung 7.17) zusammen. Neben dem minimalen Temperaturgradienten ΔT und der maximalen Änderung des Temperaturgradienten $\Delta(\Delta T)$ zwischen den beiden Rezeptorebenen wird auch die maximale Änderung der Hauttemperatur (in $200\ \mu\text{m}$ Tiefe) angegeben. Die Berechnungsergebnisse zeigen, dass die Erwärmung durch die HF-Absorption offensichtlich nicht ausreicht um gemäß der oben genannten ersten Theorieauslegung eine thermosensorische Reaktion auszulösen. Der Effekt der Erwärmung durch das Gerätegehäuse zufolge der Verlustleistung im Gerät hingegen führt zu einer überschwelliger Veränderung des Temperaturgradienten zwischen den beiden Rezeptorebenen (negatives Vorzeichen von min. ΔT).

Geht man von der zweitgenannten Interpretation aus, so würde auch bereits die HF-Absorption alleine schon knapp überschwellige Temperaturanstiege bewirken. Die Erwärmungseffekte des Gehäuses (Isolation und Wärmetransfer vom Gehäuse) liegen jedoch um mindestens ca. einen Faktor 5 über den HF-induzierten Erwärmungen.

Erwärmungsmechanismus	ΔT thermisches Gleichgewicht, „natürlich“ [$^{\circ}\text{C}$]	min. ΔT [$^{\circ}\text{C}$]	max. $\Delta(\Delta T)$ [$^{\circ}\text{C}$]	Rezeptor- position von max. $\Delta(\Delta T)$	max. $\Delta T_{200\mu\text{m}}$ [$^{\circ}\text{C}$]	Rezeptor- position von max. $\Delta T_{200\mu\text{m}}$
Abschnürung der Konvektion durch das Gerätegehäuse	0,133	0,000	-0,133	[5,3]	4,896	[4,3]
Wärmefluss vom Gehäuse in die Haut ($16\ \text{W}/\text{m}^2\cdot\text{K}$)	0,133	-0,026	-0,159	[5,3]	5,285	[4,3]
HF-Absorption 1850 MHz (125 mW)	0,133	0,106	-0,027	[2,2]	0,820	[2,2]
HF-Absorption 900 MHz (250 mW)	0,133	0,102	-0,031	[2,2]	0,827	[2,2]
HF-Absorption 400 MHz (250 mW)	0,133	0,131	-0,002	[3,3]	0,200	[2,2]
HF-Absorption 400 MHz (1 W)	0,133	0,127	-0,005	[3,3]	0,794	[2,2]

Tabelle 7.2: Veränderungen des Temperaturgradienten zwischen den beiden Thermorezeptorebenen und absoluter Temperaturanstieg in der Haut zufolge der drei unterschiedlichen Erwärmungsmechanismen

Weiters ist zu bedenken, dass für die Auslösung einer thermoregulatorischen Reaktion des Organismus üblicherweise über mehrere Thermorezeptorsignale summiert wird. D.h., die nur sehr lokal auftretende leichte Änderung von ΔT zufolge der HF-Absorption hat auch aus diesem Gesichtspunkt wesentlich weniger Potenzial eine biologische Reaktion hervorzurufen, als die relativ großflächige Änderung von ΔT zufolge der beiden anderen Erwärmungsmechanismen (vgl. Abbildung 7.18)

Auswirkung der Charakteristik des Expositionssignals auf die Temperaturerhöhungen in der Haut:

Die Frage des Einflusses der Charakteristik des Expositionssignals auf die maximalen Temperaturerhöhungen zufolge der Strahlungsabsorption wurde bereits in den Kapiteln 7.3.1 und 7.3.2 ausführlich behandelt. Die Haut wurde dort, entsprechend den Vorgaben des verwendeten Kopfmodells als homogene Schicht aufgefasst und die Ergebnisse zeigten nur relativ geringfügige Auswirkungen des Duty Cycles auf die sich einstellenden maximalen Temperaturerhöhungen in der Haut (vgl. Abbildung 7.11 und Abbildung 7.16). Für ein detaillierteres einfaches Hautmodell wurden ähnliche Betrachtungen bereits in der Anfangsphase dieses Projekts angestellt. Diese sind der Vollständigkeit halber im Folgenden kurz zusammengefasst.

Betrachtet wurde dabei ein einfaches eindimensionales Haut-Modell nach Abbildung 7.20. Die thermisch relevanten Parameter des Haut-Modells wurden entsprechend Tabelle 7.1 gewählt. An der Hautoberfläche (linker Rand des Modells) wurde Wärmetransfer zur Luft bei einer Temperatur von 22°C und einem Wärmetransferkoeffizienten von $10 \text{ W/m}^2\cdot\text{K}$ angenommen. Der rechte Rand des Modells wurde auf konstanter Temperatur von 37°C , entsprechend der Körper-Kerntemperatur, gehalten.

Für in diesem Beispiel aus Gründen der Einfachheit angenommene Frequenzen kleiner als 1 GHz und realistische dielektrische Gewebeparameter der beteiligten Gewebe, ist die Eindringtiefe wesentlich größer als die Gesamtschichtdicke des Hautmodells und es konnte daher in guter Näherung eine gleichmäßige (homogene) SAR-Verteilung im Modell angenommen werden.

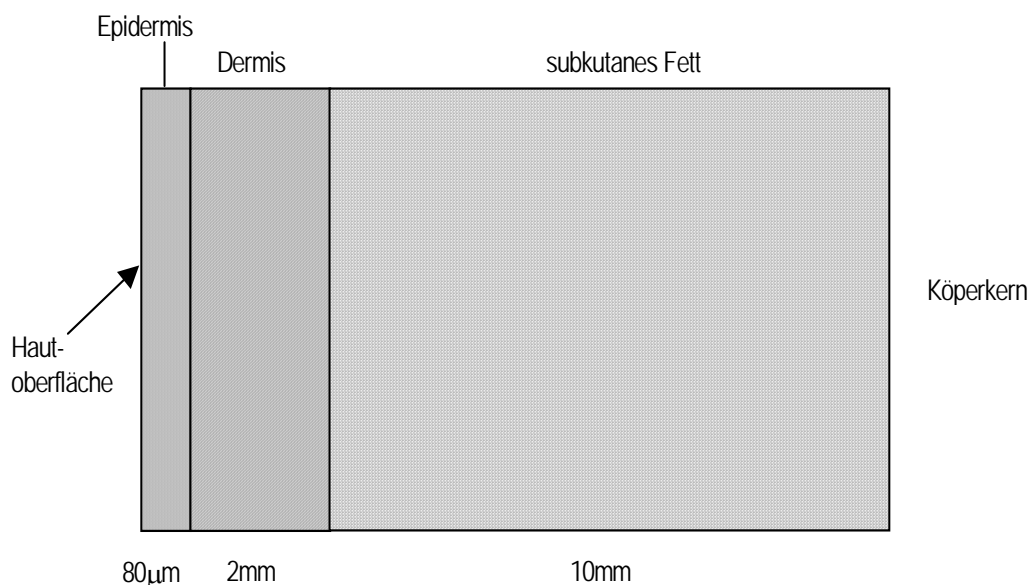


Abbildung 7.20: Einfaches Hautschichtenmodell

Abbildung 7.21 zeigt die sich mit den angegebenen Modellparametern einstellende Basis-Temperaturverteilung (blaue Kurve) im Modell ohne Eintrag von elektromagnetischer Energie, sowie den Temperaturanstieg (nach 6 Minuten und nach Erreichung des Temperaturgleichgewichts nach ca. 30 Minuten) bei kontinuierlicher und gleichmäßig verteilter SAR von 2 W/kg, entsprechend dem gegenwärtigen über 10 Gramm Gewebe zu mittelnden Basisgrenzwert nach ICNIRP [1] für Teilkörperbelastung in Kopf und Rumpf.

Nach der Betrachtung der Verhältnisse bei zeitlich kontinuierlicher Exposition wurden zunächst die thermischen Auswirkungen der Einstrahlung von gepulster HF in das Hautmodell untersucht. Konkret wurde zunächst eine Impulswiederholzeit von 4,78 ms und ein Duty Cycle von 1/8 angenommen. Dieser Wert wurde hier aus Gründen der Einfachheit gewählt, da er ein ganzzahliges Vielfaches des FDTD-Berechnungszeitschritts ist, gleichzeitig entspricht dies aber auch ca. den Verhältnissen bei Befeldung durch ein GSM-Mobiltelefon-Signal während einer aktiven Gesprächsverbindung. Die Impuls-Spitzen-SAR wurde einheitlich mit 16W/kg gewählt, was über 6 Minuten gemittelt wieder dem Wert von 2 W/kg entspricht (Duty Cycle = 1/8). Die berechnete Temperaturverteilung im Hautmodell sowohl für zeitkontinuierliche, als auch für gepulste HF-Exposition zeigt Abbildung 7.22.

In beiden Fällen zeigt sich, dass die maximale Temperaturerhöhung erwartungsgemäß in der Fettschicht auftritt (geringe Durchblutung, kein oberflächlicher Wärmetransfer, schlechte Wärmeleitfähigkeit). Die maximale Temperaturerhöhung zufolge gepulster HF-Exposition entspricht unter den getroffenen Annahmen (kurze HF-Impulse) jener zufolge kontinuierlicher Exposition.

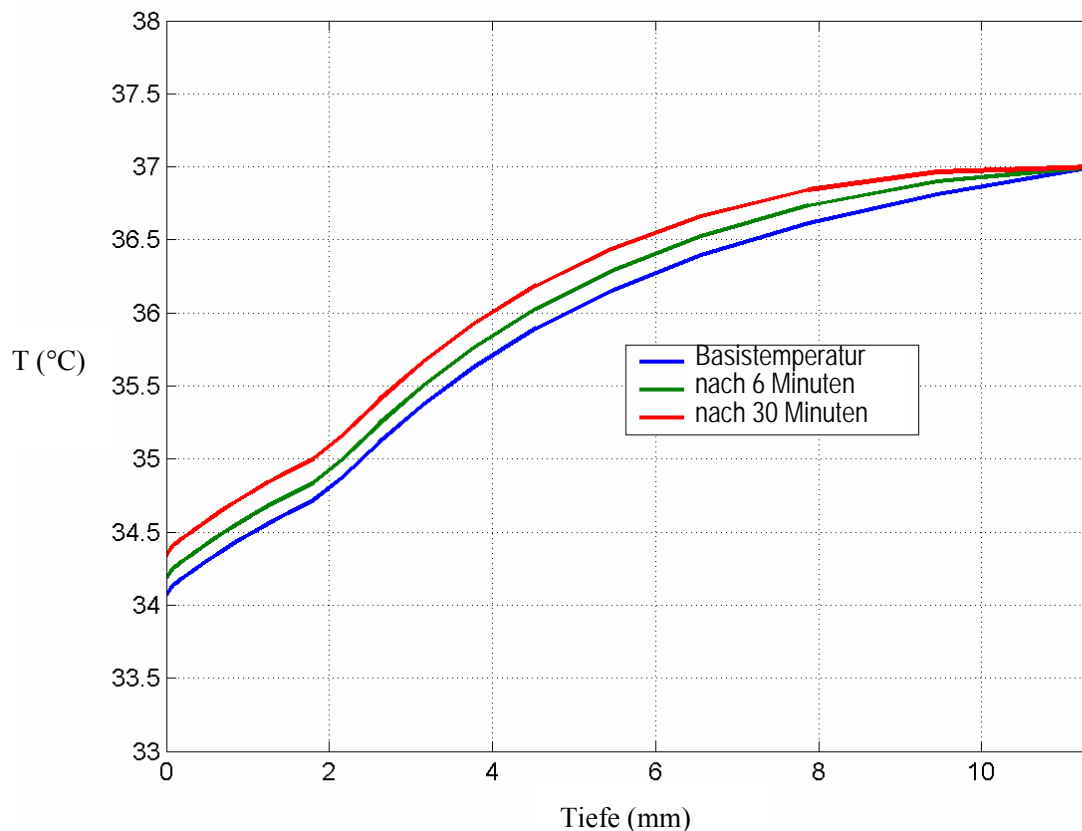


Abbildung 7.21: Temperaturverteilung im Hautmodell aus Abbildung 7.20 für eine zeitlich kontinuierliche und homogene SAR Verteilung von 2 W/kg. blau: intrinsische Basistemperaturverteilung, grün: nach 6 Minuten Exposition, rot: Gleichgewichtszustand nach 30 Minuten Exposition

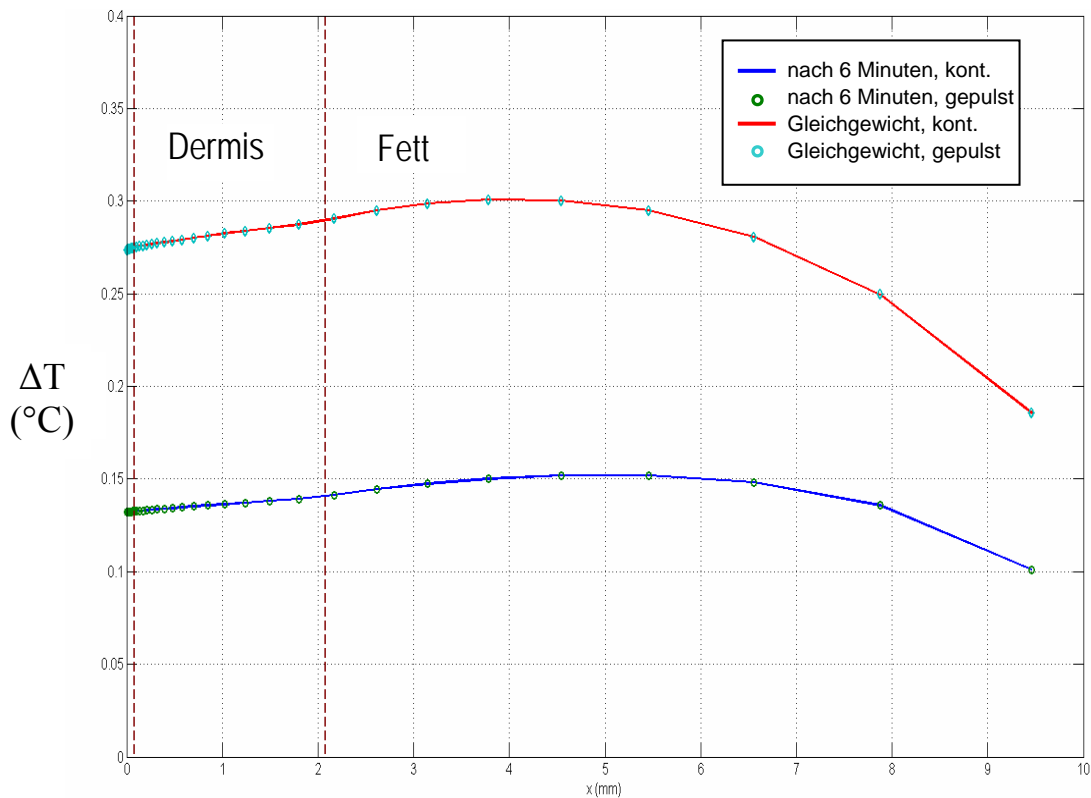


Abbildung 7.22: Temperaturerhöhung (relativ zur Ausgangstemperatur) im Hautmodell nach Abbildung 7.20 für homogene, über 6-Minuten gemittelte SAR von 2W/kg. Vergleich von kontinuierlicher Exposition mit 2 W/kg und gepulster Exposition mit Impulswiederholzeit von 4,78 ms, Duty Cycle 1/8 und einer Spitzen-SAR von 16 W/kg. Dargestellt sind jeweils die Temperaturverteilungen nach 6 Minuten Exposition und nach Erreichen des thermischen Gleichgewichts

Als weiteres Beispiel einer intermittierenden Befeldung wurde eine zyklisch wiederholte, jeweils 3 Minuten dauernde Exposition mit einer SAR von 4 W/kg, gefolgt von einer 3-minütigen Expositionspause betrachtet. Der 6-Minuten-Mittelwert in diesem Fall entspricht wieder 2 W/kg. Da in diesem Fall die Zeitkonstanten des Expositionssignals nicht mehr klein gegenüber den thermischen Zeitkonstanten im Gewebe sind, führt diese Situation zu Ergebnissen, wie schon in den Kapiteln 7.3.1 und 7.3.2 gezeigt.

Abbildung 7.23 zeigt den zeitlichen Temperaturverlauf in einem Punkt innerhalb der Dermis für die intermittierende Exposition. Aufgrund der großen Zeitkonstanten des Expositionssignals folgt der zeitliche Temperaturverlauf im Gewebe sägezahnförmig dem Expositionssignal und der maximale Temperaturanstieg im thermischen Gleichgewicht ist geringfügig höher als im Fall der kontinuierlichen Exposition mit 2 W/kg (Abbildung 7.24)

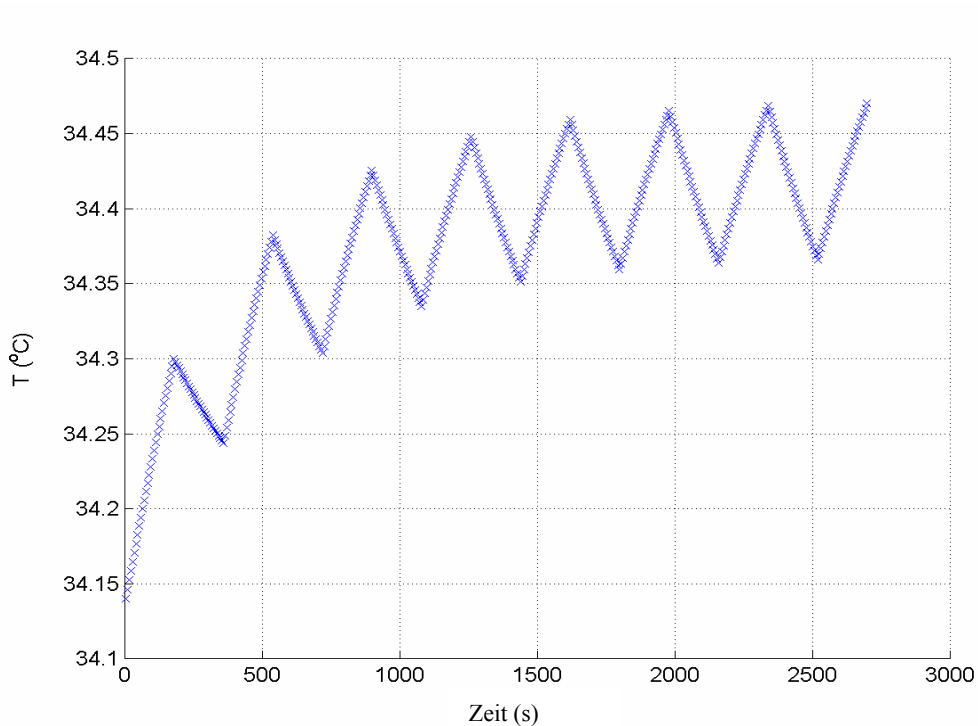


Abbildung 7.23: Zeitlicher Temperaturverlauf in einem Punkt innerhalb der Dermis für das Hautmodell aus Abbildung 7.20 bei zyklisch wiederholter Exposition 3 Minuten EIN mit 4 W/kg, 3 Minuten AUS. (6-Minuten Mittelwert = 2 W/kg)

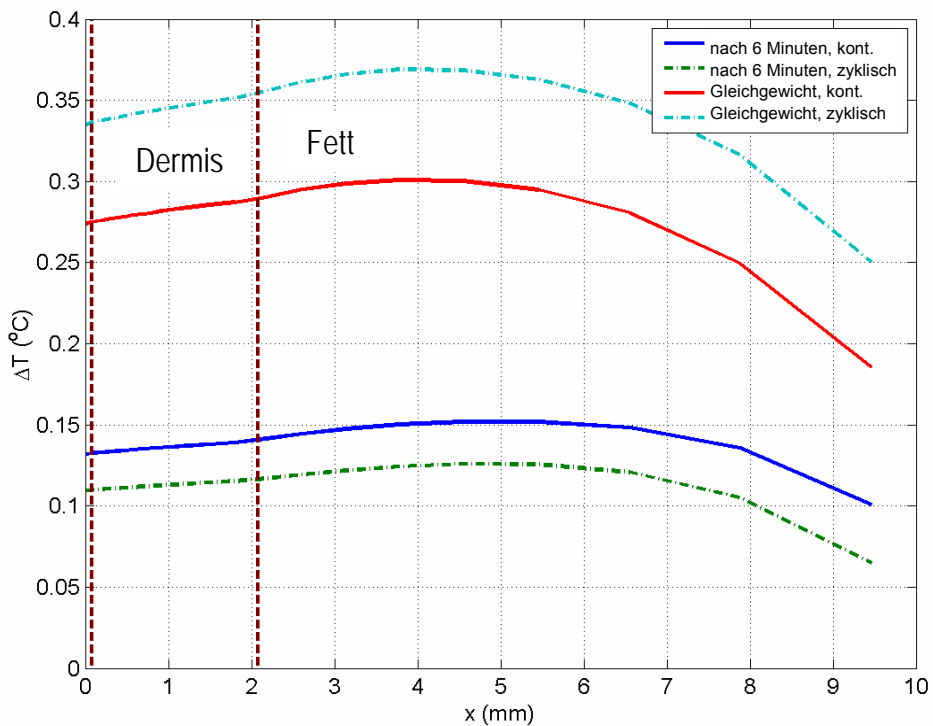


Abbildung 7.24: Temperaturerhöhung (relativ zur Ausgangstemperatur) im Hautmodell nach Abbildung 7.20 für homogene, über 6-Minuten gemittelte SAR von 2W/kg. Vergleich von kontinuierlicher Exposition mit 2 W/kg und zyklisch wiederholter Exposition 3 Minuten EIN mit 4 W/kg, 3 Minuten AUS (6-Minuten Mittelwert = 2 W/kg). Dargestellt sind jeweils die Temperaturverteilungen nach 6 Minuten Exposition und nach Erreichen des thermischen Gleichgewichts

7.4 Unsicherheitsbetrachtungen

Die in den vorangegangenen Kapiteln gezeigten Berechnungsergebnisse wurden unter einer Vielzahl von definierten Modellannahmen erarbeitet, so dass die Frage nach der „Allgemeingültigkeit“ der Ergebnisse zu diskutieren ist. Der Begriff der „Allgemeingültigkeit“ ist in diesem Zusammenhang jedenfalls zu relativieren, da für die Erörterung der gegenständlichen Fragestellungen die notwendigen Eingangsgrößen teilweise nur mit relativ großen Unsicherheiten behaftet vorliegen. Als wesentlichste Unsicherheitsfaktoren können in diesem Zusammenhang genannt werden:

- Betrachtung eines speziellen Kopfmodells (Unsicherheit zufolge der interindividuellen anatomischen Variationen)
- Unsicherheiten der thermischen Gewebeparameter
- Linearisierung der Gewebeeigenschaften
- Vereinfachungen hinsichtlich der Strahlungsquellen
- Unsicherheiten der dielektrischen Gewebeparameter
- Unsicherheiten zufolge vereinfachender Modellannahmen (BHTE-Kontinuummodell)
- Numerische Unsicherheiten

Im Hinblick auf die beiden letztgenannten Unsicherheitsbeiträge sei auf die einschlägige Literatur verwiesen. Wie die weiteren Betrachtungen zeigen werden, kann davon ausgegangen werden, dass die Unsicherheiten zufolge dieser Größen für die hier betrachteten Expositionsverhältnisse im Vergleich zu den anderen Unsicherheitsquellen nur von untergeordneter Bedeutung sind.

Die Berechnung thermodynamischer Vorgänge im menschlichen Körper zufolge der Absorption von HF-Strahlung zerfällt unter Ausnutzung der heute zur Verfügung stehenden Mittel in zwei Teilaufgaben. In einem ersten Schritt muss unter Verwendung von zumeist vereinfachten Quellen die räumliche Verteilung der Strahlungsabsorption (SAR-Verteilung) im Körper berechnet werden. Das Ergebnis dieser elektromagnetischen Berechnungen, die räumliche SAR- oder Feldstärkeverteilung im Körper- bzw. Kopfmodell, stellt den Quellenterm für die ins Gewebe eingetragene elektromagnetische Leistung bei der Lösung der BHTE dar (siehe Kapitel 2.6.2). Die numerische Lösung der BHTE unter Verwendung mehrerer ebenfalls mit Unsicherheiten behafteter Parameter (thermische Gewebeparameter, Randbedingungen, Körpermodell) ist der zweite Schritt der Problemlösung.

Eine analytische Abschätzung der Gesamtunsicherheit auf Basis einer detaillierten Erhebung der Einzel-Unsicherheitsbeiträge entzieht sich auf Grund der Komplexität einer sinnvollen Machbarkeit. Um jedoch zumindest die Größenordnung der Gesamtunsicherheit bei der Berechnung thermodynamischer Effekte im menschlichen Kopf zufolge von HF-Absorption abzuschätzen, wurden insgesamt 7 peer-reviewte wissenschaftliche Artikel namhafter Autoren zu diesem Thema, mit eigenen Berechnungen unter Verwendung zweier unterschiedlicher Kopfmodelle verglichen. Bei den genannten Artikeln handelt es sich um [96],[101],[104],[105],[106],[107] und [110], wobei sich der letztgenannte Artikel auch mit der Korrelation der über 1g und 10g gemittelten SAR (über alle Gewebe gemittelt) mit der Gewebetemperaturerhöhung befasst. Eine diesbezügliche Gesetzmäßigkeit könnte vor allem im Hinblick auf die Überführung der derzeit als SAR-Werte definierten Basisgrenzwerte auf Temperaturlimits sehr zweckmäßig sein. Das Ergebnis von [110] zeigte jedoch deutlich, dass das jeweils verwendete Kopfmodell extrem starken Einfluss auf die Korrelation der maximalen Gewebetemperaturerhöhung mit den über alle Gewebe gemittelten SAR-Werten hat. Die unterschiedliche Komposition der einzelnen Gewebeschichten in unterschiedlichen

Kopfmodellen beeinflusst nämlich naturgemäß stark die SAR Mittelwerte. In den folgenden Untersuchungen werden die Ergebnisse aus den genannten wissenschaftlichen Artikel eigenen Berechnungsergebnissen unter Verwendung zweier unterschiedlicher Kopfmodelle gegenübergestellt. Eines der Modelle basiert auf dem Datensatz des Visual Human Projects (VHP), das andere basiert auf Schnittbildern eines weiblichen Kopfes (im folgenden EF für European Female genannt). Die anatomische Auflösung und Detailliertheit der beiden Modelle ist leicht unterschiedlich. Tabelle 7.3 fasst die wichtigsten Modellparameter zusammen.

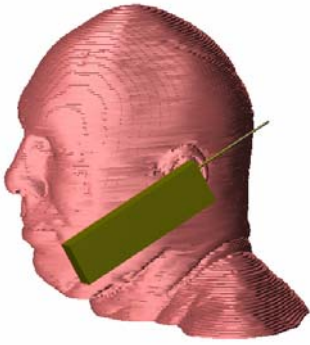
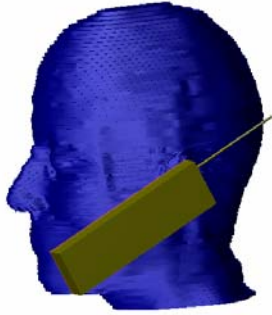
	Männliches VHP-Modell	Weibliches EF-Modell
Bild des Modells		
Anzahl der im Modell unterschiedenen Gewebe(bereiche)	21	20
Anzahl der zugeordneten unterschiedlichen Gewebeparametersätze	15	13
FDTD-Zellen in der Rechendomäne	7,4 -7,7 Millionen	5,8 -6,1 Millionen
FDTD Gitter	graded, 0,5 – 10 mm	graded, 1 - 10 mm

Tabelle 7.3: Details der betrachteten beiden Kopfmodelle

Alle Berechnungen wurden mittels der Simulationsplattform SEMCAD (V 1.9) durchgeführt, wobei zwei unterschiedliche Frequenzen, 900 MHz und 1800 MHz, untersucht wurden. Als Quellenmodelle wurden einfache, generische Mobiltelefonmodelle, bestehend aus einem metallischen, quaderförmigen Gehäuse (40 mm x 16 mm x 140 mm), jeweils mit einem $\lambda/4$ Monopol verwendet. Die Positionierung der Quellenmodelle relativ zum Kopf wurde entsprechend der für die Zulassungsprüfung von Mobiltelefonen definierte „Tilt“-Position realisiert, bei der sich eine unter Wahrung von praktischen Gesichtspunkten größtmögliche Annäherung der Antenne an die Kopfoberfläche ergibt. Die dielektrischen Gewebeparameter wurden entsprechend dem Gabriel-Parametermodell [132] gewählt.

Es wurden zunächst insgesamt vier elektromagnetische Simulationsläufe durchgeführt (zwei Kopfmodelle x zwei Frequenzen). Mit den daraus gewonnenen vier SAR-Verteilungen erfolgten unter Verwendung der thermischen Gewebeeigenschaften entsprechend den Angaben in [96],[101],[104],[105],[106],[107] und [110] insgesamt 28 thermodynamische Simulationsläufe (vier SAR Verteilungen x sieben unterschiedliche thermische Gewebeparametersätze aus den unterschiedlichen Artikeln).

Abbildung 7.25 bis Abbildung 7.27 fassen den Streubereich der thermischen Gewebeparameter aus den betrachteten 7 Artikeln zusammen.

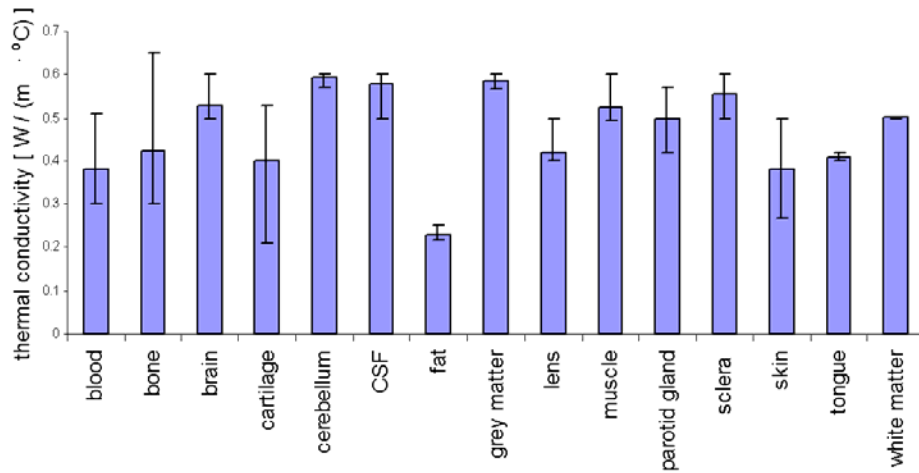


Abbildung 7.25: Mittelwert, Maximum und Minimum der thermischen Leitfähigkeit für die unterschiedlichen Gewebe aus [96],[101],[104],[105],[106],[107] und [110]

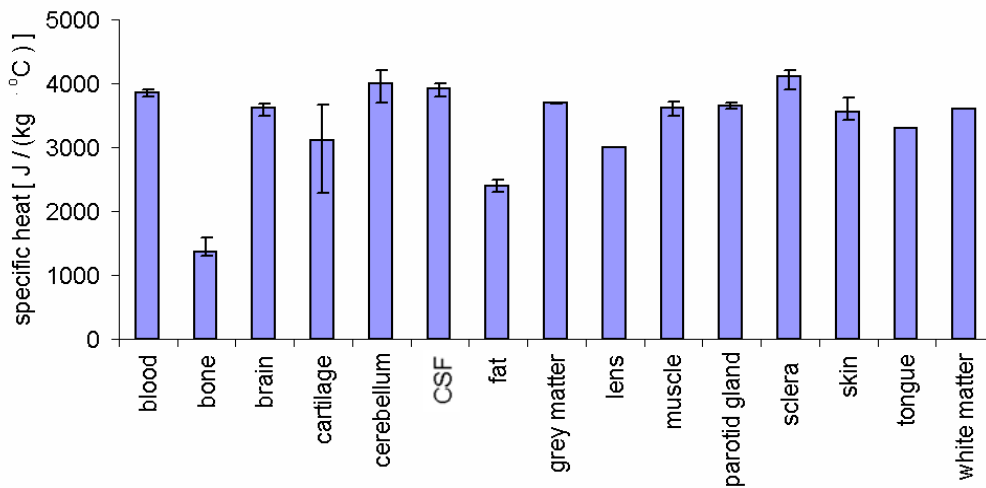


Abbildung 7.26: Mittelwert, Maximum und Minimum der spezifischen Wärmekapazität für die unterschiedlichen Gewebe aus [96],[101],[104],[105],[106],[107] und [110]

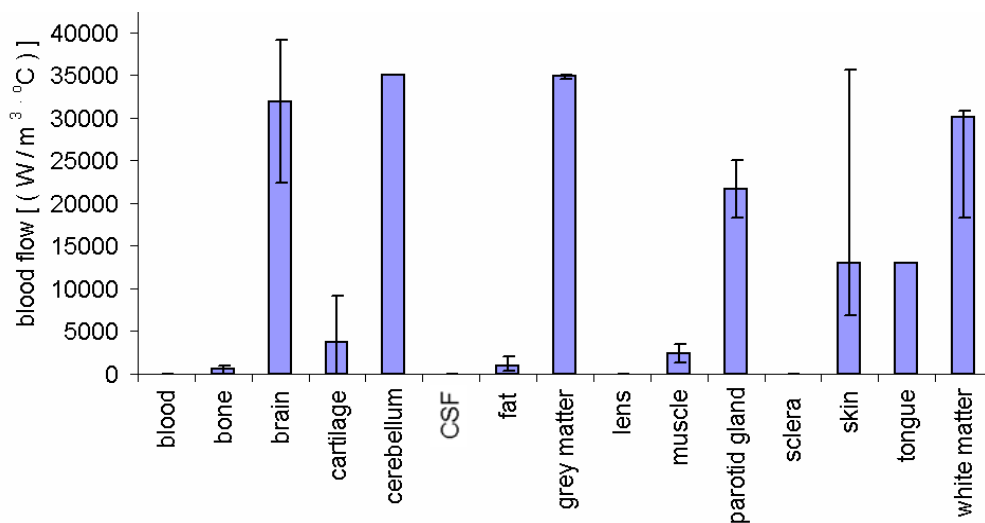


Abbildung 7.27: Mittelwert, Maximum und Minimum des Perfusions-Wärmetransferkoeffizienten für die unterschiedlichen Gewebe aus [96],[101],[104],[105],[106],[107] und [110]

Zur Illustration des Unsicherheitsbereiches, der sich allein aus den elektromagnetischen Berechnungen ergibt, stellt Abbildung 7.28 die Variation der über 1g bzw. 10g Gewebe gemittelten maximalen SAR aus den betrachteten 7 Artikeln dar (alle SAR Werte normiert auf 1 W Sendeleistung)

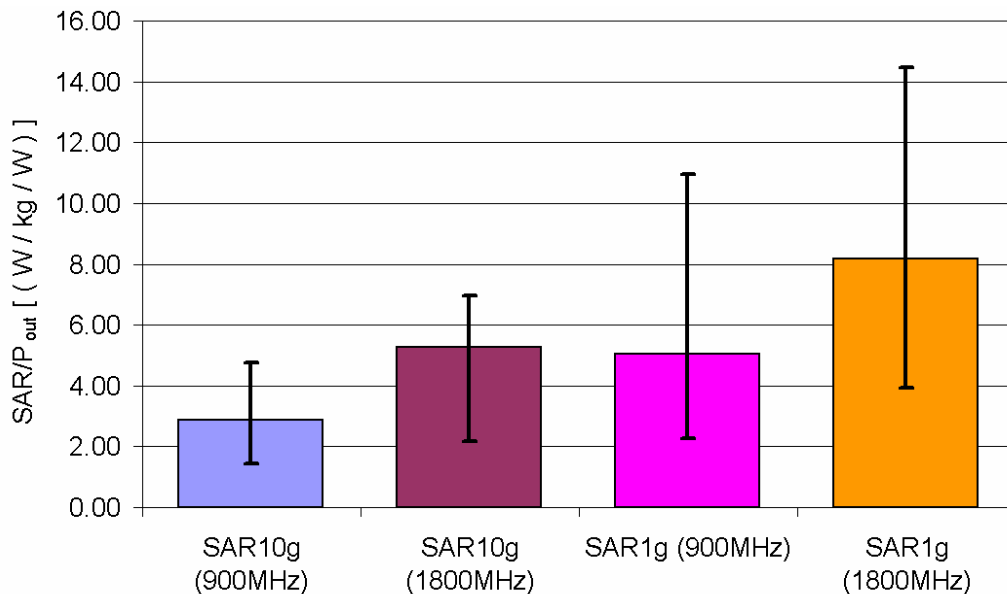


Abbildung 7.28: Variation der maximalen über 1g und über 10g gemittelten SAR-Werte aus [96],[101],[104],[105],[106],[107] und [110]

Diese bereits aus der elektromagnetischen Simulation zu erwartenden Unsicherheiten vergrößern sich naturgemäß, wenn thermodynamische Berechnungen mit den ebenfalls unsicherheitsbehafteten thermischen Gewebeparametern durchgeführt werden.

Abbildung 7.29 und Abbildung 7.30 zeigen den Bereich der Ergebnis-Variation am Beispiel des maximalen Temperaturanstieges im Gehirn, bezogen auf die maximale über 10g gemittelte SAR im Kopf (Mittelung über alle Gewebe).

Es ist zu erkennen, dass die Variation (Standardabweichung/Mittelwert in Prozent) des maximalen Temperaturanstieges im Gehirn zufolge unterschiedlicher Kopfmodelle, Quellenmodelle und unterschiedlicher Gewebeparameter (Quervergleich der untersuchten Artikel und Vergleich mit den durchgeführten Berechnungen im VHP und EF Modell) relativ groß ist (ca. 44% für 900 MHz und ca. 66% für 1800 MHz). Die Variation zufolge der unterschiedlichen verwendeten thermischen Gewebeparameter hingegen liegt zwischen 9% und 14% und ist somit relativ gering (Vergleich der Ergebnisse innerhalb eines Kopfmodells). Eine Betrachtung des maximalen Temperaturanstieges in der Ohrmuschel bezogen auf die maximale über 10g gemittelte SAR im Kopf führt zu einer Variation zufolge unterschiedlicher thermischer Gewebeparameter zwischen 15% und 29% (ohne Abbildung), aufgrund der größeren Unsicherheit bezüglich der Gewebeparameter von Haut und Knorpel im Vergleich zu jenen von Hirngewebe (vgl. Abbildung 7.25 bis Abbildung 7.27).

Diese Untersuchungen unterstreichen die bereits in [110] diskutierte Problematik, der Korrelation der maximalen Temperaturerhöhungen in einzelnen Geweben mit der (in gegenwärtigen Sicherheitsrichtlinien geforderten) SAR-Mittelung über alle Gewebe. Weiters zeigt sich, dass das VHP-Kopfmodell im Hinblick auf den maximalen Temperaturanstieg im Gehirn bezogen auf die über 10g gemittelte SAR auf geringere Werte führt.

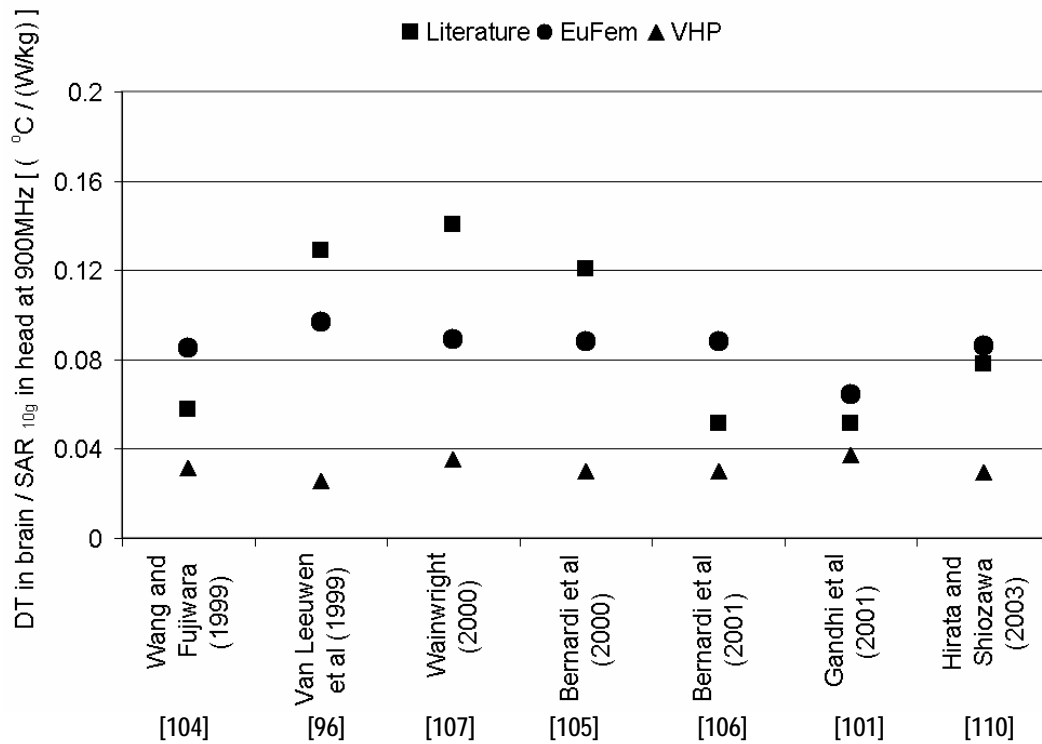


Abbildung 7.29: Maximaler Temperaturanstieg im Gehirn bezogen auf die maximale über 10g (alle Gewebe) gemittelte SAR im Kopf. Gegenüberstellung der Literaturdaten mit den auf Basis der Literaturangaben (hinsichtlich thermischer Gewebeeigenschaften) in zwei unterschiedlichen Kopfmodellen berechneten Werten für 900 MHz Befeldung

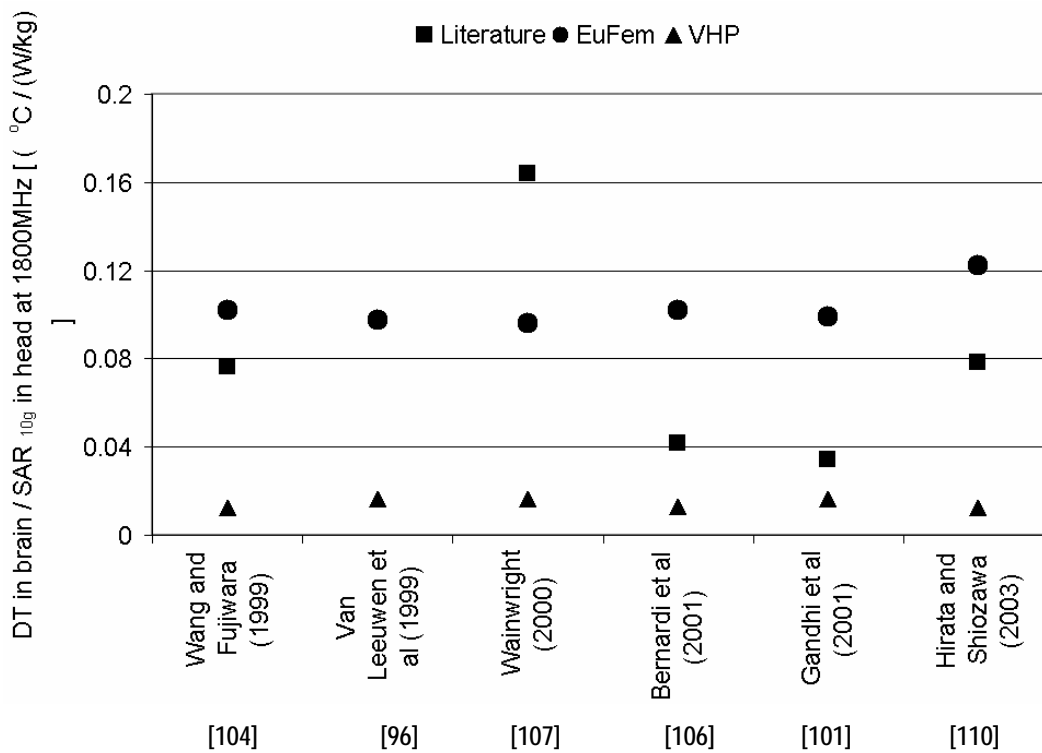


Abbildung 7.30: Maximaler Temperaturanstieg im Gehirn bezogen auf die maximale über 10g (alle Gewebe) gemittelte SAR im Kopf. Gegenüberstellung der Literaturdaten mit den auf Basis der Literaturangaben (hinsichtlich thermischer Gewebeeigenschaften) in zwei unterschiedlichen Kopfmodellen berechneten Werten für 1800 MHz Befeldung

8 DISKUSSION DER BERECHNUNGSERGEBNISSE

8.1 Zu erwartende Temperaturanstiege im Gewebe unter realistischen Benützungsbedingungen

Die in Kapitel 7 zusammengestellten Berechnungsergebnisse machen zunächst deutlich, dass für übliche Sendeleistungen von Mobilkommunikationsendgeräten unter üblichen Gebrauchsbedingungen (z.B. Mobiltelefon am Ohr) die durch HF-Absorption lokal verursachten Temperaturanstiege im Schädelinneren, selbst bei Berücksichtigung ungünstiger Bedingungen (reduzierte Durchblutung, höhere Umgebungstemperatur) sehr gering bleiben. Obwohl es aufgrund der inhomogenen elektrischen Verhältnisse im Kopf teilweise zu punktuell hohen Absorptionsraten in eng begrenzten Gewebereichen kommen kann, kommt es nur zu sehr geringen lokalen Temperaturerhöhungen aufgrund der effizienten Wärmeausgleichmechanismen (vor allem durch die Wärmeleitfähigkeit und die Durchblutung) im Gewebe.

Für typische Expositionssituationen (seitliche Haltung am Ohr) bei Benützung von GSM900 (250 mW) bzw. GSM1800 und UMTS (125 mW) Mobiltelefonen ergaben sich maximale Temperaturanstiege im Gehirn von $0,013^{\circ}\text{C}$ bzw. $0,005^{\circ}\text{C}$. Noch geringere Temperaturanstiege (teilweise bereits an der Grenze bzw. unterhalb der numerischen Genauigkeit) ergaben sich für weiter innen im Schädel liegende Organbereiche, wie z.B. das Innenohr und die Pinealdrüse. In weiter außen liegenden Geweben (Haut, Fett, Muskel, Schädelknochen) können die Temperaturanstiege zufolge HF-Absorption für die genannten Befeldungssituationen im Bereich bis zu etwa $0,5^{\circ}\text{C}$ liegen. Ein Vergleich dieser Berechnungsergebnisse mit Daten aus bereits vorliegenden und vergleichbaren Arbeiten zeigt bei Berücksichtigung der Ausführungen in Kapitel 7.4 gute Übereinstimmung, wenngleich die im Rahmen dieses Vorhabens berechneten Temperaturanstiege tendenziell etwas geringer sind als jene in den oben genannten Arbeiten. Dies hängt offensichtlich mit den anatomischen Gegebenheiten des verwendeten Kopfmodells basierend auf dem Visual Human Project zusammen (vgl. Abbildung 7.29 und Abbildung 7.30).

Für Handgeräte mit etwas niedrigerer Sendefrequenz und etwas höherer Sendeleistung, wie z.B. Sprechfunkgeräte ergaben sich etwas höhere Temperaturanstiege. Berechnungen der Temperaturanstiege im Kopf für eine seitliche Befeldung mit 400 MHz bei 1 W Sendeleistung führten zu Maximalwerten von ca. $1,8^{\circ}\text{C}$ in der Haut, $0,1^{\circ}\text{C}$ in der Hirnrinde und weniger als $0,05^{\circ}\text{C}$ in weiter innen liegenden Organbereichen. Grundsätzlich zeigte sich, dass geringere Frequenzen (auch bei gleicher Sendeleistung) zu höheren Temperaturanstiegen, vor allem in tiefer liegenden Gewebereichen führen, was aufgrund der gleichmäßigeren Erwärmung (zufolge höherer Eindringtiefe) und der damit verbundenen geringeren induzierten Temperaturgradienten erklärbar ist.

Temperaturanstiege im Auge zufolge seitlicher Exposition unter praktisch relevanten Befeldungsbedingungen waren vernachlässigbar gering ($<0,001^{\circ}\text{C}$).

Die Betrachtung der Situation bei Haltung der Strahlungsquelle vor dem Gesicht hat vor allem im Hinblick auf die Benützung von Sprechfunkgeräten praktische Relevanz. Hier zeigten sich unter den getroffenen Annahmen (400 MHz, 1 W Sendeleistung, Quelle möglichst nahe am Auge) maximale Temperaturanstiege im Auge (vor allem in der Linse) im Bereich zwischen $0,5$ und 1°C , was eventuell als biologisch relevant angesehen werden muss. Die Exposition von vorne durch übliche Mobiltelefone führte dagegen, aufgrund der geringeren Sendeleistung und des normalerweise wesentlich größeren Abstandes der Antenne zum Auge) zu deutlich geringeren Temperaturerhöhungen (maximal ca. $0,1^{\circ}\text{C}$, bei größtmöglicher Annäherung der Antenne zum Auge).

Die detaillierte Untersuchung der Absorptionsverhältnisse in der Haut zeigte, dass unter üblichen Nutzungsbedingungen von Mobiltelefonen (Mobiltelefon in Kontakt mit Ohr und Wange), die Erwärmung zufolge der Unterbindung des konvektiven Wärmeaustausches

(Isolation) an der Kontaktfläche bzw. die Erwärmung der Haut durch das sich beim Gebrauch erwärmende Gerätegehäuse wesentlich größer ist, als die Erwärmung der Haut aufgrund der HF-Absorption. Diese Berechnungsergebnisse stehen im Einklang mit experimentellen Befunden von Straume et al. 2005 [191], die in ihrer Untersuchung fanden, dass nur die Geräteerwärmung und die Isolation der Haut zu signifikanten Anstiegen der Hauttemperatur führte, nicht jedoch die HF-Absorption. Die im Rahmen des gegenständlichen Projektes berechneten Temperaturanstiege in der Haut zufolge der Gehäuseerwärmung von maximal ca. 5,3°C stehen in guter Übereinstimmung mit von Gandhi et al. 2001 [101] berichteten Werten (ca. 4,5°C).

8.2 Zeitliche Mittelung der SAR

Die gegenwärtige europäische Normungsgebung definiert die Grenzwerte für die spezifische Absorptionsrate im hier betrachteten Frequenzbereich als 6 Minuten-Mittelwerte, ohne nähere Betrachtung des Zeitverlaufs der Exposition.

In der wissenschaftlichen Literatur sind zwei wichtige Arbeiten zu finden, die sich eingehend mit den in den gegenwärtigen HF-Expositionsstandards verankerten Mittelungs-Aspekten auf Basis thermodynamischer Modelle befassen.

Foster et al. 1998 diskutieren in [192] ein Konzept für die Zeitmittelung der HF-Exposition. Die Autoren untersuchten zwei idealisierte Fälle: 1. einen Gewebeblock mit thermisch isolierter Oberfläche und exponentiell abnehmender SAR in Richtung des Gewebeinneren als Modell einer großen mit Mikrowellen exponierten Geweboberfläche, und 2. eine halbkugelförmige Geweberegion mit räumlich homogener SAR-Verteilung, zur Modellierung einer lokal stark begrenzten Exposition. In beiden Fällen wurde die stationäre Temperaturerhöhung als Produkt der einfallenden Leistungsdichte und einer effektiven Zeitkonstante τ_{eff} angesetzt, die für jede der betrachteten Geometrien als eine entsprechende Funktion der Zeitkonstanten τ_1 und τ_2 definiert werden kann:

$$\tau_1 = \frac{1}{m_b \rho} \quad 8.1$$

$$\tau_2 = \frac{\rho c L^2}{k} \quad 8.2$$

m_b stellt dabei die volumetrische Durchblutungsrate dar, ρ ist die Massendichte, c die spezifische Wärmekapazität, k die thermische Leitfähigkeit und L ist eine charakteristische Konstante (Dimension: Länge, Einheit: Meter) der Erwärmung. Solange das Verhältnis der genannten Zeitkonstanten in gewissen (realistischen) Grenzen bleibt, wird die lokale Temperaturerhöhung von konduktiven und konvektiven Wärmetransportmechanismen dominiert. Auf Basis dieses τ_{eff} -Konzeptes schlugen die Autoren eine relativ komplizierte Mittelungsprozedur für gepulste Mikrowellen-Exposition vor.

In der gleichen Arbeit wurde auch die in vielen gegenwärtigen HF-Expositions-Sicherheitsnormen festgeschriebene 6-Minuten-Mittelung der Exposition diskutiert. Gemäß [192] stammt dieses Konzept aus einer Arbeit von Thomas Ely, einer der Hauptverantwortlichen für die Entwicklung der Schutzkonzepte, welche später im ANSI C95.1 [2] Standard verankert wurden. Er schlug, basierend auf Arbeiten seiner Arbeitsgruppe aus den 1950er Jahren diese 6-Minuten-Mittelung bei Exposition gegenüber HF-Befeldung des Menschen vor. Als Grundlage dieses Vorschlags dienten Experimente mit lokaler und Ganzkörperexposition verschiedener Tiere. Diese Arbeiten zeigten „Abkühlungszeitkonstanten“ von ca. 100 bzw. 250 Sekunden für das Auge und die Hoden. Die Übertragung dieser Ergebnisse auf den ganzen Körper wurde mit der besonderen

thermischen Empfindlichkeit von Auge und Hoden gerechtfertigt und weiters damit, dass relevante HF-Expositionen im Frequenzbereich < 10 GHz, die zu resultierenden Temperatur-, 'Hot-Spots' mit Abmessungen kleiner als einige Zentimeter führen, als unwahrscheinlich angesehen wurden. Der Fall, dass in räumlich größer ausgedehnten Bereichen relevante Temperatur-, 'Hot-Spots' auftreten, wurde als nicht relevant für die Allgemeinbevölkerung angesehen, da dazu enorme Strahlungsleistungsdichten notwendig wären, die unter realistischen Bedingungen nicht vorkommen. In diesem Sinne wurde die vorgeschlagene 6-Minuten-Mittelung als repräsentative thermische Zeitkonstante für Körperpartien mit räumlicher Ausdehnung von wenigen Zentimetern angesehen.

Ein Vergleich der von Foster et al. in [192] berechneten Zeitkonstanten τ_{eff} mit den in den Sicherheitsnormen verwendeten 6 Minuten zeigte (unter Berücksichtigung der Modellierungsunsicherheiten) nur geringfügige Abweichungen im Sinne kürzerer Zeitkonstanten τ_{eff} (für Frequenzen über 1 GHz). Schließlich wurde von den Autoren angemerkt, dass das von ihnen verwendete einfache Block-Modell eine gute Annäherung für den realen Fall darstellt, solange die exponierte (erwärmte) Fläche wesentlich größer ist, als die Eindringtiefe der HF-Leistung, da unter diesen Annahmen von einem näherungsweise eindimensionalen Wärmefluss ausgegangen werden kann.

In der zweiten relevanten Publikation zu diesem Themenkreis verwendeten Foster und Erdreich 1999 [193] einfache Modelle (einen Gewebeblock exponiert durch eine ebene Welle oder einen Dipol), um erneut das Thema physikalisch repräsentativer Mittelungszeiten für HF-Exposition zu diskutieren. Die Analyse der Modelleigenschaften zeigte, dass die resultierende Temperaturerhöhung stark von der Geometrie der SAR-Verteilung und der thermischen Leitfähigkeit des Gewebes (beide können mit relativ geringer Unsicherheit beschreiben werden) abhängt und weniger von der Durchblutung (nur mit relativ großer Unsicherheit beschreibbar). Die Autoren kommen daher zum Schluss, dass es zwar möglich ist, verbesserte thermische Modelle zu entwickeln, welche auch die Durchblutung detailliert berücksichtigen, jedoch wird eine solche Entwicklung als aufwendig und kostspielig eingeschätzt, so dass deren Realisierung im Lichte der oben genannten Ergebnisse gut überlegt werden sollte. Als Schlussfolgerung aus ihren Arbeiten räumen die Autoren ein, dass das ursprüngliche, auf Basis sehr einfacher Modelle gewonnene 6-Minuten-Konzept auf Grundlage der neuen Erkenntnisse von [192] und [193] geringfügig überarbeitet werden sollte. Im Hinblick auf die Exposition im Bereich weniger Sekunden erwähnen die Autoren explizit die Zulässigkeit höherer Spitzenwerte der Exposition, als gegenwärtig in den meisten Sicherheitsnormen (mit dem 6-Minuten-Konzept) erlaubt sind.

Die im Rahmen dieses Vorhabens durchgeführten Untersuchungen hinsichtlich der 6-Minuten-SAR-Mittelung stehen zumindest formal mit der letzten Aussage des voranstehenden Absatzes in Widerspruch. Bei Betrachtung von kurzzeitigen (10 sekundigen) Expositionsspitzen bei gleichzeitiger Einhaltung des 6-Minuten SAR-Grenzwertes zeigten sich vor allem in den tiefer liegenden Geweben wesentlich höhere maximale Temperaturanstiege als bei kontinuierlicher Befeldung (bis zu einem Faktor 11). Periphere Gewebe waren von diesem Effekt nur in stark reduziertem Ausmaß betroffen (ca. Faktor 2 in der Haut). Dies erscheint insofern interessant, als beispielsweise Adair et al. 2001 [194] in einer experimentellen Arbeit zum Schluss kommen, dass lokale Expositionen von Menschen mit kontinuierlicher und gepulster Befeldung bei 2450 MHz zu ähnlichen thermoregulatorische Reaktionen führten. Unter der Annahme, dass die thermoregulatorische Reaktion vor allem zufolge der Erwärmung in der Haut getriggert wird, ist der Befund im Einklang mit den hier gefundenen Berechnungsergebnissen (nur geringer Unterschied zwischen CW und gepulster Exposition hinsichtlich ΔT in der Haut). In tiefer liegenden Gewebebereichen zeigt sich hingegen ein größerer Unterschied zwischen CW und gepulster Befeldung, was theoretisch zu einer nichtadäquaten thermophysiologischen Reaktion bei gepulster Befeldung führen könnte. Allerdings muss betont werden, dass die hier diskutierten Berechnungsergebnisse extremen Bedingungen entsprechen, die sehr hohe Spitzenwerte der Sendeleistung erfordern, die bei üblichen am Körper betriebenen Geräten der Mobilkommunikation nicht zur Verfügung stehen. Weiters sind die unter den betrachteten

Bedingungen bei Ausschöpfung des Grenzwertes mit gepulster Exposition sich einstellenden absoluten Temperaturerhöhungen in den tiefer liegenden Gewebebereichen nach wie vor sehr gering ($< 0,01^{\circ}\text{C}$).

8.3 Räumliche Mittelung der SAR

Neben der Mittelungszeit für die Exposition stellt auch die für die SAR-Berechnung herangezogene Mittelungsmasse eine wichtige Größe dar. Die europäische Grenzwertgebung fordert in Anlehnung an ICNIRP 1998 [1] die Mittelung über 10 g. Andere Sicherheitsdokumente, wie beispielsweise der mittlerweile überholte IEEE C95.1 Standard [2] schrieben bzw. schreiben die Mittelung über 1 g Gewebe vor. Diese offenkundige Uneinstimmigkeit war bzw. ist seit längerem Gegenstand wissenschaftlicher Diskussionen, wobei diese Uneinstimmigkeit zumindest in der aktuellen Version des IEEE C95.1 Standards [3] behoben ist, da nun auch dort die 10 g Mittelung gilt. Van Leuween et al. 1999 [96] berechneten in einem Beispiel (Mobiltelefonbenützung) für den Unterschied zwischen den beiden Ansätzen einen Faktor von 1,7 für die Beurteilung einer identischen Expositionssituation. Demzufolge könnte die SAR-Mittelung über 1 g um einen Faktor 1,7 restriktiver angesehen werden als die Mittelung über 10 g.

Bei Betrachtung der HF-Absorption in anatomisch kleinen Strukturen bzw. Organen, wie z.B. das Labyrinth im Innenohr, die Pinealdrüse oder die Feinstruktur des Auges (Linse und Linsenkern), erscheinen SAR-Mittelungsvolumen von 1 g bzw. 10 g Gewebe aus biologischer Sicht extrem groß. Beispielsweise beträgt das Gesamtvolumen des Peri/Endolymphraumes im Inneren des knöchernen Labyrinths des in diesem Projekt verwendeten Innenohrmodells nur etwas weniger ca. 200 μl , was einer Masse von ca. 0,2 g entspricht. Eine SAR-Mittelung über einen (wie in der Praxis üblich, weil einzig praktikabel *würfelförmigen*) Gewebebereich von 1 g bzw. 10 g gibt naturgemäß über die tatsächlichen Absorptionsverhältnisse im Labyrinth keine sinnvolle Auskunft mehr. Tabelle 8.1 demonstriert dies anhand unterschiedlicher Mittelungsvarianten am Beispiel des Peri/Endolymphraumes bei seitlicher Exposition mit 900 MHz mit 1 W Sendeleistung (Quellenmodell und –position wie in Kapitel 7.1 definiert). Sowohl die 1 g Mittelung als auch die 10 g Mittelung sind in diesem Fall offensichtlich von den Absorptionsverhältnissen in den, den Peri/Endolymphraum umgebenden Geweben beeinflusst. Ein 0,01 g Mittelwert entspricht in diesem Beispiel einer Mittelung über ca. ein Zwanzigstel der Gesamtmasse der Peri/Endolymphraumes. Die vorletzte Spalte in Tabelle 8.1 gibt die insgesamt im Peri/Endolymphraum absorbierte HF-Leistung bezogen auf die Gesamtmasse des Peri/Endolymphraumes an. Die Unterschiedlichkeit der einzelnen SAR-Mittelwerte spiegelt die sehr inhomogenen Absorptionsverhältnisse zufolge der stark unterschiedlichen dielektrischen Gewebeeigenschaften der einzelnen Gewebe wider und kann in einzelnen Organbereichen noch wesentlich größer sein als im hier beispielhaft angeführten Peri/Endolymphraum. Wesentlich zu bemerken ist jedoch die Tatsache, dass sich trotz der inhomogenen Absorptionsverteilung ein nur minimaler (räumlicher) HF-induzierter Temperaturgradient im Gewebe ausbildet, wie in der ganz rechten Spalte in Tabelle 8.1 für den maximalen Temperaturgradienten über einen 10 g großen Gewebebereich rund um den Peri/Endolymphraum angegeben (vgl. dazu z.B. Abbildung 7.5).

	SAR _{0.01g} [W/kg]	SAR _{1g} [W/kg]	SAR _{10g} [W/kg]	P _{tot,abs} / m [W/kg]	max. $\Delta T_{\text{HF,räumlich}}$
Peri/Endolymphraum 900 MHz „tilt“, 1 W	0,59	0,625	0,95	0,23	0,01°C

Tabelle 8.1: SAR-Werte im Peri/Endolymphraum für unterschiedliche Mittelungsmassen (Mittelung über alle Gewebe)

Unter der Annahme von ausschließlich thermisch induzierten gesundheitlich nachteiligen Effekten von HF-Absorption erscheint ein SAR Mittelungsvolumen von 10 g daher auf Basis

der vorliegenden Ergebnisse als ausreichend. Geht man von der hypothetischen Existenz gesundheitlich nachteiliger nicht-thermische Effekte, d.h. direkt Feldstärke-assoziierte Effekte aus, so können für einzelne Organe, bzw. Organbereiche auch kleinere Mittelungsvolumina notwendig sein, um zuverlässige Aussagen über die in ihnen vorherrschenden Absorptionsverhältnisse machen zu können.

9 LITERATUR

- [1] ICNIRP International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection, "Guidelines for limiting exposure in time-varying electric, magnetic and electromagnetic fields (up to 300 GHz)", *Health Physics* 74, 494-522, 1998.
- [2] IEEE Std C95.1-1999, "Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Radio Frequency Electromagnetic Fields, 3 kHz to 300 GHz", IEEE, New York, USA, 16.4.1999.
- [3] IEEE Std C95.1-2005, "Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Radio Frequency Electromagnetic Fields, 3 kHz to 300 GHz", IEEE, New York, USA, 19.04.2006.
- [4] Q. Balzano, O. Garay, F.R. Steel, "Heating of biological tissue in the induction field of VHF portable radio transmitters", *IEEE Trans. Veh. Technol.* Vol. VT-27, pp. 51-56, 1978.
- [5] Q. Balzano, O. Garay, F.R. Steel, "Energy deposition in simulated human operators of 800 MHz portable transmitters", *IEEE Trans. Veh. Technol.* Vol. VT-27, pp. 174-188, 1978.
- [6] I. Chatterjee, Y.G. Gu, O.P. Gandhi, "Quantification of the electromagnetic absorption in humans from body mounted communication transceivers", *IEEE Trans. Veh. Technol.* Vol. VT-34, pp. 55-62, 1985.
- [7] A.W. Guy, C.K. Chou, "Specific absorption rates of energy in man models exposed to cellular UHF mobile antenna fields", *IEEE Trans. Microwave Theory Techn.* Vol. MTT-34, pp. 671-680, 1986.
- [8] S.S. Stuchly, M.A. Stuchly, A. Kraszewski, G.W. Hartsgrrove, "Energy deposition in a model of man: frequency effects", *IEEE Trans. Biomed. Eng.* Vol. BME-33, pp. 702-711, 1986.
- [9] M.A. Stuchly, A. Kraszewski, S.S. Stuchly, G.W. Hartsgrrove, R.J. Spiegel, "RF energy deposition in a heterogeneous model of man: nearfield exposures", *IEEE Trans. Biomed. Eng.* Vol. BME-34, pp. 944-950, 1987.
- [10] R.F. Cleveland, W.T. Athey, "Specific absorption rate (SAR) in models of the human head exposed to hand held UHF portable radios", *Bioelectromagnetics*, Vol.10, pp. 173-186, 1989.
- [11] A.Hizal, Y.K. Baykal, "Heat potential distribution in an inhomogeneous spherical model of a cranial structure exposed to microwaves due to loop or dipole antennas", *IEEE Trans. Microwave Theory Techn.* Vol. MTT-26, pp. 607-612, 1978.
- [12] M.A. Stuchly, R.J. Spiegel, S.S. Stuchly, A. Kraszewski, "Exposure of man in the near field of a resonant dipole: Comparison between theory and measurement", *IEEE Trans. Microwave Theory Techn.* Vol. MTT-34, pp. 27-31, 1986.
- [13] C.H. Durney, H. Massoudi, M.F. Iskander, 1986, "Radiofrequency Radiation Dosimetry Handbook", 4th edition, Report Nr. USAFSAM-TR-85-73.
- [14] P.J. Dimbylow, O.P. Gandhi, "Finite difference time domain calculations of SAR in a realistic heterogeneous model of the head for plane wave exposure from 600 MHz to 3 GHz", *Phys. Med. Biol.* 36, pp.1075-1089, 1991.
- [15] N. Kuster N, Q. Balzano, "Energy absorption mechanism by biological bodies in the near field of dipole antennas above 300 MHz", *IEEE Trans. Vehicular Tech.* 41, pp.17-23, 1992.
- [16] P.J. Dimbylow, "FDTD calculations of the SAR for a dipole closely coupled to the head at 900 MHz and 1.9 GHz", *Phys. Med. Biol.* 36, pp.1075-1089, 1991.

- [17] P.J. Dimbylow, S.M. Mann, "SAR calculations in an anatomically realistic model of the head for mobile communication transceivers at 900 MHz and 1.8 GHz", *Phys. Med. Biol.* 39, pp.1537-1553, 1994.
- [18] Q. Balzano, O. Garay, T.J. Manning, "Electromagnetic Energy Exposure of Simulated Users of Portable Cellular Telephones", *IEEE Trans. Vehicular Tech.* 44, pp.390-403, 1995.
- [19] M. Onkoniewski, M.A. Stuchly, "A study of the handset antenna and human body interaction", *IEEE Trans. Microwave Theory Techn.* Vol. 44, pp. 1855-1864, 1996.
- [20] P. Bernardi, M. Cavagnaro, S. Pisa, "Evaluation of the SAR Distribution in the Human Head for Cellular Phones Used in a Partially Closed Environment", *IEEE Trans. on Electromagnetic Compatibility*, Vol. 38, pp. 357-366, 1996.
- [21] V. Hombach, K. Meier, M. Burkhardt, E. Kühn, N. Kuster, "The Dependence of EM Energy Absorption Upon Human Head Modelling at 900 MHz", *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techn.*, Vol. 44, pp. 1865-1873, 1996
- [22] K. Meier, V. Hombach, R. Kästle, R.Y.W. Tay, N. Kuster, "The Dependence of EM Energy Absorption Upon Human Head Modelling at 1800 MHz", *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techn.*, Vol. 45, pp. 2058-2062, 1997.
- [23] O.P. Gandhi, L. Lazzi, C.M. Furse, "Electromagnetic absorption in the human head and neck for mobile telephones at 835 and 1900 MHz", *IEEE Trans. Microwave Theory Techn.* Vol. 44, pp. 1884-1897, 1996.
- [24] F. Schönborn, M. Burkhardt, N. Kuster, "Differences in energy absorption between heads of adults and children in the near field of sources", *Health Physics* 74(2): 160-168; 1998.
- [25] G. Schmid, G. Neubauer, H. Garn, H. Molla – Djafari, N. Winker, F. Alesch, W. Baumgartner, O. Jahn, H. Standhardt, M. Tschabitscher, M. Zehetmeyer: "Strahlungsabsorption im menschlichen Kopf bei Exposition in hochfrequenten elektromagnetischen Feldern"; AUVA Report Nr. 19, 1998.
- [26] S. Watanabe, M. Taki, T. Nojima, O. Fujiwara, "Characteristics of SAR distributions in a head exposed to electromagnetic fields radiated by a hand held portable radio", *IEEE Trans. Microwave Theory Techn.* Vol. 44, pp. 1874-1883, 1996.
- [27] M. Iskander, Y. Zhengqing, R. Quintero-Illera, "Polarization and human body effects on the microwave absorption in a human head exposed to radiation from handheld devices", *IEEE Trans. Microwave Theory Techn.* Vol. 48, pp. 1979-1987, 2000.
- [28] M. Burkhardt, N. Kuster, "Appropriate modelling of the ear for compliance testing of handheld MTE with SAR safety limits at 900/1800 MHz", *IEEE Trans. Microwave Theory Techn.* Vol. 48, pp. 1927-1934, 2000.
- [29] O.P. Gandhi, G. Kang, "Some present problems and a proposed experimental phantom for SAR compliance testing of cellular telephones at 835 and 1900 MHz", *Phys. Med. Biol.* 47, pp.1501-1518, 2002.
- [30] V. Anderson, "Comparisons of peak SAR levels in concentric sphere head models of children and adults for irradiation by a dipole at 900 MHz", *Phys. Med. Biol.* 48, pp.3263-3275, 2003.
- [31] P.J. Dimbylow, M. Khalid, S. Mann, "Assessment of specific absorption rate (SAR) in the head from a TETRA handset", *Phys. Med. Biol.* 48, pp.3911-3926, 2003.
- [32] G. Bit-Babik, C.-K. Chou, A. Faraone, A. Gessner, M. Kanda, Q. Balzano, "Estimation of the SAR in the human head and body due to radiofrequency radiation exposure from handheld mobile phones with hands-free accessories", *Radiation Research* 159, pp. 550-557, 2003.
- [33] P.J. Dimbylow, "FDTD calculations of the whole-body averaged SAR in an anatomically realistic voxel model of the human body from 1 MHz to 1 GHz", *Phys. Med. Biol.* 42, pp.479-490, 1997.

- [34] P.J. Dimbylow, "Fine resolution calculations of SAR in the human body for frequencies up to 3 GHz", *Phys. Med. Biol.* 47, pp.2835-2846, 2002.
- [35] A.D. Tinniswood, C.M. Furse, O.P. Gandhi, "Power deposition in the head and neck of an anatomically based human body model for plane wave exposures", *Phys. Med. Biol.* 43, pp.2361-2378, 1998.
- [36] P. Bernardi, M. Cavagnaro, S. Pisa, E. Piuze, "Human exposure to radio base station antennas in urban environment", *IEEE Trans. Microwave Theory Techn.* Vol. 48, pp. 1996-2002, 2000.
- [37] E.R. Adair, K.S. Mylacraine, B.L. Copp, "Human exposure to 2450 MHz cw energy at levels outside the IEEE C95.1 standard does not increase core temperature", *Bioelectromagnetics* Vol. 22, pp. 429-439, 2001.
- [38] E.R. Adair, B.L. Cobb, K.S. Mylacraine, S.A. Kelleher, "Human exposure at two radio frequencies (450 and 2450 MHz): similarities and differences in physiological response", *Bioelectromagnetics* Vol. 20 (Supplement 4), pp. 12-20, 1999.
- [39] E.R. Adair, K.S. Mylacraine, S.J. Allen, "Thermophysiological consequences of whole body resonant RF exposure (100 MHz) in human volunteers", *Bioelectromagnetics* Vol. 24, pp. 489-501, 2003.
- [40] J. Cooper, B. Marx, J. Buhl, V. Hombach, "Determination of safety distance limits for a human near a cellular base station antenna, adopting the IEEE standard or ICNIRP guidelines", *Bioelectromagnetics* Vol. 23, pp. 429-443, 2002.
- [41] P. Bernardi, M. Cavagnaro, S. Pisa, E. Piuze, "Specific absorption rate and temperature elevation in a subject exposed in the far field of radio frequency sources operating in the 10-900 MHz range", *IEEE Trans. Biomed. Eng.* Vol.50, pp. 295-304, 2003.
- [42] IUPS Thermal Commission, "Glossary of terms for thermal physiology, 3rd ed.", *Jap J Physiol*, vol. 51, pp. 245-280, 2001.
- [43] E.J.W. van Someren, R.J.E.M. Raymann, E.J.A. Scherder, H.A.M. Daanen and D.F. Swaab, "Circadian and age-related modulation of thermoreception and temperature regulation: mechanisms and functional implications", *Ageing Res Rev*, vol. 1, pp. 721-778, 2002.
- [44] H. Kaciuba-Uscilko and R. Grucza, "Gender differences in thermoregulation", *Current Opinion in Clinical Nutrition and Metabolic Care*, vol. 4, pp. 533-536, 2001.
- [45] K. Kräuchi, D. Werth, C. Cajochen, J. M. Weber, C. Renz, P. Graw, M. Hofmann and A. Wirz-Justice, "Effects of timed carbohydrate-rich meals on thermoregulation and sleepiness", *J Sleep Res*, vol. 7, p. 140, 1998.
- [46] P. Tikuisis and M. B. Ducharme, "The effect of postural changes on body temperature and heat balance", *Eur J Appl Physiol*, vol. 72, pp.451-459, 1996.
- [47] J. Aschoff and R. Wever, "Kern und Schale im Wärmehaushalt des Menschen", *Naturwissenschaften*, vol. 45, pp. 477-485, 1958.
- [48] M. E. Raichle, "Cognitive neuroscience: bold insights", *Nature*, vol. 412, pp. 128-130, 2001.
- [49] C. F. Bulcao, S. M. Frank, S. N. Raja, K. M. Tran and D. S. Goldstein, "Relative contribution of core and skin temperatures to thermal comfort in humans", *J Therm Biol*, vol. 25, pp. 147-150, 2000.
- [50] S. Arancibia, F. Rage, H. Astier and L. Tapia-Arancibia, "Neuroendocrine and autonomous mechanisms underlying thermoregulation in cold environment", *Neuroendocrinology*, vol. 64, pp.257-267, 1996.
- [51] E. R. Adair and D. R. Black, "Thermoregulatory responses to RF energy absorption", *Bioelectromagnetics Suppl*, vol. 6, pp. S17-S38, 2003.
- [52] Z. Mariak, "Intracranial temperature recordings in human subjects: the contribution of the neurosurgeon to thermal physiology", *J Therm Biol*, vol. 27, pp. 219-228, 2002.

- [53] A. C. Guyton, Textbook of medical physiology, W. B. Saunders, Philadelphia, 1991.
- [54] W. F. Taylor, J. M. Johnson, D. O'Leary and M. K. Park, "Effect of high local temperature on reflex cutaneous vasodilation", *J Appl Physiol*, vol. 57, pp. 1676-1686, 1984.
- [55] E.J.W. van Someren, "More than a marker: interaction between the circadian regulation of temperature and sleep, age-related changes, and treatment possibilities", *Chronobiol Int*, vol. 17, pp. 313-354, 2000.
- [56] F.A. Lenz, M. Seike, R.T. Richardson, Y.C. Lin, F.H. Baker, I. Khoja, C.J. Jaeger and R.H. Gracely, "Thermal and pain sensations evoked by microstimulation in the area of human ventrocaudal nucleus", *J Neurophysiol*, vol. 70, pp. 200-212, 1993.
- [57] H.F. Martin and J.W. Manning, "Thalamic warming and cooling units responding to cutaneous stimulation", *Brain Res*, vol. 27, pp. 377-381, 1971.
- [58] J.S. Eisenmann, H.M. Edinger, J.L. Barker and D.O. Carpenter, "Neuronal thermosensitivity", *Science*, vol. 172, pp. 1360-1362, 1971.
- [59] J.A.D' Andrea, E.R. Adair and J.O. de Lorge, "Behavioral and cognitive effects of microwave exposure", *Bioelectromagnetics Suppl*, vol. 6, pp. S39-S62, 2003.
- [60] J.A. Elder and D.F. Cahill (ed.), *Biological Effects of Radiofrequency Radiation*, EPA Report No. EPA-600/8-83-026F, U.S. Environmental Protection Agency, Research Triangle Park, N.C. 27711, 1984.
- [61] B. Nielsen and M. Nielsen, "Influence of passive and active heating on temperature regulation of man", *Acta Physiol Scand*, vol. 64, pp. 323-331, 1965.
- [62] E.R. Adair, B.W. Adams, S.A. Kelleher, J.W. Streett, "Thermoregulatory responses of febrile monkeys during microwave exposure", *Ann NY Acad Sci*, vol. 813, pp. 497-507, 1997.
- [63] E.R. Adair, K.S. Mylacraine and S.J. Allen, "Human thermophysiological responses to whole-body RF exposure (100MHz CW) regulate the body temperature efficiently", *Abstracts of the 24th Annual Meeting of the Bioelectromagnetics Society*, p. 35, Quebec, 2002.
- [64] F.G. Shellock, C.J. Gordon and D.J. Schaefer, "Thermoregulatory responses to clinical magnetic resonance imaging of the head at 1.5 tesla. Lack of evidence for direct effects on the hypothalamus", *Acta Radiol Suppl*, vol. 369, pp. 512-513, 1986.
- [65] F.G. Shellock, J.V. Crues, "Corneal temperature changes induced by high-field-strength MR imaging with a head coil", *Radiology*, vol. 167, pp. 809-811, 1988.
- [66] E.R. Adair, B.W. Adams and G.M. Akel, "Minimal changes in hypothalamic temperatures accompany microwave-induced alteration of thermoregulatory behavior", *Bioelectromagnetics*, vol. 5, pp. 13-30, 1984.
- [67] E.R. Adair, "Control of thermoregulatory behavior by brief displacements of hypothalamic temperatures", *Psychonomic Science*, vol. 20, pp. 11-13, 1970.
- [68] E.R. Adair, Thermoregulatory consequences of resonant microwave exposure, Report USAFSAM-TR-90-7, USAF School of Aerospace Medicine, Human Systems Division(AFSC), Brooks AFB, TX 78235, 1990.
- [69] R.J. Spiegel, "A review of numerical models for predicting the energy deposition and resultant thermal response of humans exposed to electromagnetic fields", *IEEE Trans Microwave Theory Techn*, vol. 32, pp. 730-746, 1984.
- [70] H.H. Pennes, "Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm", *J Appl Physiol*, vol. 1, pp. 93-122, 1948.
- [71] W. Machle and T.F. Hatch, "Heat: Man's exchanges and physiological responses", *Physiol Rev*, vol. 27, pp. 200-227, 1947.
- [72] C.H. Wyndham and A.R. Atkins, "An approach to the solution of the human biothermal problem with the aid of an analog computer", *Proc. 3rd Int. Conf. Medical Electronics*, London, England, 1960.

- [73] E.H. Wissler, "Steady-state temperature distribution in man", *J Appl Physiol*, vol. 16, pp. 734-740, 1961.
- [74] E.H. Wissler, "A mathematical model of the human thermal system", *Bull Math Biophys*, vol. 26, pp. 147-166, 1964.
- [75] J.A.J. Stolwijk and J.D. Hardy, "Temperature regulation in man — A theoretical study; Pflügers Arch, vol. 291, pp. 129-162, 1966.
- [76] J.A.J. Stolwijk, "A mathematical model of physiological temperature regulation in man", NASA CR-1855 (NTIS N71-33401), Washington, DC, 1971.
- [77] J.A.J. Stolwijk, "Mathematical models of thermal regulation", *Ann NY Acad Sci*, vol. 335, pp. 98-106, 1980.
- [78] R.A. Haslam, K.C. Parsons, "Using computer-based models for predicting human thermal responses to hot and cold environments", *Ergonomics*, vol. 37, pp. 399-416, 1994.
- [79] R.J. Spiegel, D.M. Deffenbaugh and J.E. Mann, "A thermal model of the human body exposed to an electromagnetic field", *Bioelectromagnetics*, vol. 1, pp. 253-270, 1980.
- [80] R.J. Spiegel, "The thermal response of a human in the near-zone of a resonant thin-wire antenna", *IEEE Trans Microwave Theory Techn*, vol. 30, pp. 177-185, 1982.
- [81] I. Chatterjee and O.P. Gandhi, "An inhomogeneous thermal block model of man for the electromagnetic environment", *IEEE Trans Biomedical Eng*, vol. 30, pp. 707-715, 1983.
- [82] E.R. Adair and L.G. Berglund, "On the thermoregulatory consequences of NMR imaging", *Magn Reson Imaging*, vol. 4, pp. 321-333, 1986.
- [83] E. R. Adair and L. G. Berglund, "Thermoregulatory consequences of cardiovascular impairment during NMR imaging in warm/humid environments", *Magn Reson Imaging*, vol. 7, pp. 25-37, 1989.
- [84] H. Arkin, L.X. Xu and K.R. Holmes, "Recent developments in modeling heat transfer in blood perfused tissues", *IEEE Trans Biomedical Eng*, vol. 41, pp. 97-107, 1994.
- [85] M.M. Chen and K.R. Holmes, "Microvascular contributions in tissue heat transfer", *Ann NY Acad Sci*, vol. 335, pp. 137-150, 1980.
- [86] S. Weinbaum, L.M. Jiji and D.E. Lemons, "Theory and experiment for the effect of vascular temperature on surface tissue heat transfer—Part I: Anatomical foundation and model conceptualization", *ASME Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 106, pp. 321-330, 1984.
- [87] L. M. Jiji, S. Weinbaum and D. E. Lemons, "Theory and experiment for the effect of vascular temperature on surface tissue heat transfer—Part II: Model formulation and solution", *ASME Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 106, pp. 331-341, 1984.
- [88] S. Weinbaum and L.M. Jiji, "A new simplified equation for the effect of blood flow on local average tissue temperature", *ASME Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 107, pp. 131-139, 1985.
- [89] J. Crezee and J.J.W. Lagendijk, "Experimental verification of bioheat transfer theories: measurement of temperature profiles around large artificial vessels in perfused tissue", *Phys Med Biol*, vol. 35, pp. 905-923, 1990.
- [90] M.C. Kolios, A.E. Worthington, M.D. Sherar and J.W. Hunt, "Experimental evaluation of two simple thermal models using transient temperature analysis", *Phys Med Biol*, vol. 43, pp. 3325-3340, 1998.
- [91] J. Crezee, J. Mooibroek, J.J.W. Lagendijk and G.M.J. van Leeuwen, "The theoretical and experimental evaluation of the heat balance in perfused tissue", *Phy Med Biol*, vol. 39, pp. 813-832, 1994.
- [92] J. Wren, M. Karlsson and D. Loyd, "A hybrid equation for simulation of perfused tissue during thermal treatment", *Int J Hyperthermia*, vol. 17, pp. 483-498, 2001.
- [93] J.J.W. Lagendijk, "Hyperthermia treatment planning", *Phys Med Biol*, vol. 45, pp. R61-R76, 2000.

- [94] A.N.T.J. Kotte, G.M.J. van Leeuwen, J. de Bree, J.F. van der Koijk, J. Crezee and J.J.W. Lagendijk, "A description of discrete vessel segments in thermal modelling of tissues", *Phys Med Biol*, vol. 41, pp. 865–84, 1996.
- [95] A.N.T.J. Kotte, G.M.J. van Leeuwen and J.J.W. Lagendijk, "Modelling the thermal impact of a discrete vessel tree", *Phys Med Biol*, vol. 44, pp. 57–74, 1999.
- [96] G.M.J. van Leeuwen, J.J.W. Lagendijk, B.J.A.M. van Leersum, A.P.M. Zwamborn, S.N. Hornsleth and A.N.T.J. Kotte, "Calculation of change in brain temperatures due to exposure to a mobile phone", *Phys Med Biol*, vol. 44, pp. 2367-2379, 1999.
- [97] C.H. Blanchard, G. Gutierrez, J.A. White and R.B. Roemer, "Hybrid finite element-finite difference method for thermal analysis of blood vessels", *Int J Hyperthermia*, vol. 16, pp. 341-353, 2000.
- [98] M.N. Özışık, *Heat Conduction*, 2nd ed., Wiley-Interscience, New York, 1993.
- [99] J.A. Scott, "A finite element model of heat transport in the human eye", *Phys Med Biol*, vol. 33, pp. 227-241, 1988.
- [100] S.B. Wilson and V.A. Spence, "A tissue heat transfer model for relating dynamic skin temperature changes to physiological parameters", *Phys Med Biol*, vol. 33, pp. 895-912, 1988.
- [101] O.P. Gandhi, Q.-X. Li and G. Kang, "Temperature rise for the human head for cellular telephones and for peak SARs prescribed in safety guidelines", *IEEE Trans Microwave Theory Techn*, vol. 49, pp. 1607-1613, 2001.
- [102] Y. Lu, J. Ying, T.-K. Tan and K. Arichandran, "Electromagnetic and thermal simulations of 3-D human head model under RF radiation by using the FDTD and FD approaches", *IEEE Trans Magn*, vol. 32, pp. 1653-1656, 1996.
- [103] P.J. Riu and K.R. Foster, "Heating of tissue by near-field exposure to a dipole", *IEEE Trans Biomedical Eng*, vol. 46, pp. 911-917, 1999.
- [104] J. Wang and O. Fujiwara, "FDTD computation of temperature rise in the human head for portable telephones", *IEEE Trans Microwave Theory Techn*, vol. 47, pp. 1528-1534, 1999.
- [105] P. Bernardi, M. Cavagnaro, S. Pisa and E. Piuze, "Specific absorption rate and temperature increases in the head of a cellular-phone user", *IEEE Trans Microwave Theory Techn*, vol. 48, pp. 1118-1126, 2000.
- [106] P. Bernardi, M. Cavagnaro, S. Pisa and E. Piuze, "Power absorption and temperature elevations induced in the human head by a dual-band monopole-helix antenna phone", *IEEE Trans Microwave Theory Techn*, vol. 49, pp. 1118-1126, 2001.
- [107] P. Wainwright, "Thermal effects of radiation from cellular telephones", *Phys Med Biol*, vol. 45, pp. 2363-2372, 2000.
- [108] T.V. Yioultsis, T.I. Kosmanis, E.P. Kosmidou, T.T. Zygidis, N.V. Kantartzis, T.D. Xenos and T.D. Tsiboukis, "A comparative study of the biological effects of various mobile phone and wireless LAN antennas", *IEEE Trans Magn*, vol. 38, pp. 777-780, 2002.
- [109] A. Hirata, M. Morita and T. Shiozawa, "Temperature increase in the human head due to a dipole antenna at microwave frequencies", *IEEE Trans Electromagn Compat*, vol. 45, pp. 109-116, 2003.
- [110] A. Hirata and T. Shiozawa, "Correlation of maximum temperature increase and peak SAR in the human head due to handset antennas", *IEEE Trans Microwave Theory Techn*, vol. 51, pp. 1834-1841, 2003.
- [111] J.A. Scott, "A finite element model of heat transport in the human eye", *Phys Med Biol*, vol. 33, pp. 227-242, 1988.
- [112] A. Taflove and M.E. Brodwin, "Computation of the electromagnetic fields and induced temperatures within a model of the microwave-irradiated human eye", *IEEE Trans Microwave Theory Techn*, vol. 23, pp. 888-896, 1975.

- [113] P. Bernardi, M. Cavagnaro, S. Pisa and E. Piuze, "SAR distribution and temperature increase in an anatomical model of the human eye exposed to the field radiated by a user antenna in a wireless LAN", *IEEE Trans Microwave Theory Techn*, vol. 46, pp. 2074-2082, 1998.
- [114] A. Hirata, G. Ushio and T. Shiozawa, "Calculation of temperature rises in the human eye exposed to EM waves in the ISM frequency bands", *IEICE Trans Comm*, vol. E83-B, pp. 541-548, 2000.
- [115] A. Hirata, S. Matsuyama and T. Shiozawa, "Temperature rises in the human eye exposed to EM waves in the frequency range 0.6-6GHz", *IEEE Trans Electromagn Compat*, vol. 42, pp. 386-393, 2000.
- [116] A. Hirata, H. Watanabe and T. Shiozawa, "SAR and temperature increase in the human eye induced by obliquely incident plane waves", *IEEE Trans Electromagn Compat*, vol. 44, pp. 592-594, 2000.
- [117] V.M.M. Flyckt, B.W. Raaymakers, H. Kroeze, J.J.W. Lagendijk, "Temperature rise in the human eye and orbit due to RF exposure calculated with a realistic vascularized model: temperature distributions and the enormous impact of cooling by perfusion", 17th International Zurich Symposium on Electromagnetic Compatibility, 2006.
- [118] H.P. Schwan, "Electrical properties of tissue and cell suspensions", *Adv in Biol Med Phys*, 5, J.A. Lawrence and C.A. Tobias (editors), Academic Press, New York, pp. 147-209, 1957.
- [119] E.C. Burdette, P.G. Friederich, R.L. Seaman, L.E. Larsen, "In Situ Permittivity of Canine Brain: Regional Variations and Postmortem Changes", *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, MTT 34(1):38-49, 1986.
- [120] K.R. Foster, J.L. Schepps, R.D. Stoy, H.P. Schwan, "Dielectric Properties of Brain Tissue between 0.01 and 10 GHz", *Phys. Med. Biol.*, 24(6): 1177-1187, 1979.
- [121] A. Kraszewski, S.S. Stuchly, M.A. Stuchly, A.M. Smith, "In vivo and in vitro dielectric properties on animal tissues at radio frequencies", *Bioelectromagnetics*, 3:421-432, 1982.
- [122] M.C. Steel, R.J. Sheppard, "Dielectric properties of mammalian brain tissue between 1 and 18 GHz", *Phys. Med. Biol.*, 30(7): 621-630, 1985.
- [123] M.A. Stuchly, S.S. Stuchly, "Dielectric Properties of Biological Substances-Tabulated", *Journal of Microwave Power*, 15(1):19-26, 1980.
- [124] M.A. Stuchly, T.W. Athey, S.S. Stuchly, G.M. Samaras, G. Taylor, "Dielectric Properties of Animal Tissues In Vivo at Frequencies 10 MHz – 1 GHz", *Bioelectromagnetics*, 2:93-103, 1981.
- [125] A.J. Surowiec, S.S. Stuchly, M. Keaney, A. Swarup, "In vivo and in vitro dielectric properties of feline tissues at low radiofrequency", *Phys. Med. Biol.*, 31(8): 901-909, 1986.
- [126] A.J. Surowiec, S.S. Stuchly, A. Swarup, "Postmortem Changes of the Dielectric Properties of Bovine Brain Tissue at Low Radiofrequencies", *Bioelectromagnetics*, 7:31-43, 1986.
- [127] M. Thurai, V.D. Goodridge, R.J. Sheppard, E.H., Grant, "Variation with age of the dielectric properties of mouse brain cerebrum", *Phys. Med. Biol.*, 29(9):1133-1146, 1984.
- [128] D. Xu, L. Liu, Z. Jiang, "Measurements of the dielectric properties of biological substances using an improved open-ended coaxial line resonator method", *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, MTT 35(12): 1424-1428, 1987.
- [129] F.A. Duck, "Physical Properties of Tissue, A comprehensive reference book", Academic Press Ltd., London, ISBN 0-12-222800-6, 1990.
- [130] C. Gabriel, S. Gabriel, E. Corthout, "The dielectric properties of biological tissues: I. Literature Survey", *Phys. Med. Biol.* 41:2231-49, 1996.

- [131] S. Gabriel, R.W. Lau, C. Gabriel, "The dielectric properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz", *Phys. Med. Biol.* 41:2251-2269, 1996.
- [132] S. Gabriel, R.W. Lau, C. Gabriel, "The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues", *Phys. Med. Biol.* 41:2271-2293, 1996.
- [133] E.C. Burdette, P.G. Friederich, R.L. Seaman, L.E. Larsen, "In Situ Permittivity of Canine Brain: Regional Variations and Postmortem Changes", *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques MTT* 34(1):38-49, 1986.
- [134] G. Schmid, G. Neubauer, F. Alesch, U.M. Illievich, "Dielectric properties of porcine brain tissue in the transition from life to death at frequencies from 800-1,900 MHz"; *Bioelectromagnetics* Vol. 24:6, pp. 413-423, 2003.
- [135] G. Schmid, G. Neubauer, P.R. Mazal, "Dielectric properties of human brain tissue measured less than 10 hours post-mortem at frequencies from 800-2,450 MHz"; *Bioelectromagnetics* Vol. 24:6, pp. 423-430, 2003.
- [136] W.D. Hurt, J.M. Ziriach, P.A. Mason, "Variability in EMF Permittivity Values: Implications for SAR Calculations", *IEEE Trans. Biomed. Eng.* Vol. 47, pp. 396-401, 2000.
- [137] P. Gajsek, W.D. Hurt, J.M. Ziriach, P.A. Mason, "Parametric dependence of SAR on permittivity values in a man model", *IEEE Trans. Biomed. Eng.* Vol. 48, pp. 1169-1177, 2001.
- [138] A. Peyman, A. Rezazadeh, S. Gabriel, R.W. Lau, C. Gabriel, "Changes of the dielectric properties of rat tissue as a function of age at microwave frequencies", *Phys. Med. Biol.* 46:1617-1629, 2001.
- [139] G. Schmid, R. Überbacher, "Age dependence of dielectric properties of bovine brain and ocular tissues in the frequency range of 400 MHz to 18 GHz", *Phys. Med. Biol.* 46:4711-4720, 2001.
- [140] C. Gabriel et al.: Measurement of the dielectric properties of biological tissue at microwave frequencies, laufendes Projekt:
http://www.mthr.org.uk/research_projects/mthr_funded_projects/gabriel.htm.
- [141] K.R. Holmes, "Thermal properties",
<http://www.ece.utexas.edu/~valvano/research/Thermal.pdf>.
- [142] K.S. Yee, "Numerical Solution of Initial Boundary Value Problems Involving Maxwell's Equations in Isotropic Media", *IEEE Trans. Ant. & Prop.*, Vol. 14, 1966
- [143] P.P. Silvester, R.F. Ferrari, "Finite Elements for Electrical Engineers", Cambridge University Press, Cambridge UK, 1996
- [144] T. Weiland, "A discretization method for the solution of Maxwell's equations for six-component Fields", *Electronics and Communications AEUE*, vol. 31, no. 3, pp. 116-120, 1977.
- [145] R.F. Harrington, "Field Computation by Moment Method", MacMillan, 1968
- [146] SPEAG Numerical Head Models EM-1, EF-1, EC-7, EC-3:
http://www.semcad.com/catalog_phantoms.html.
- [147] T. Nagaoka, S. Watanabe, K. Sakurai, E. Kunieda, S. Watanabe, M. Taki, Y. Yamanaka, "Development of realistic high-resolution whole-body voxel models of Japanese adult males and females of average height and weight, and application of models to radio-frequency electromagnetic-field dosimetry", *Phys. Med. Biol.* 49:1-15, 2004
- [148] W. Kainz, "Numerical Model and Tools - The "Virtual Family" , Online presentation:
<http://webcasts.prous.com/fda2006/article.asp?CID=YY&CLID=2&AID=279#>.
- [149] S.B. Wilson and V.A. Spence, "A tissue heat transfer model for relating dynamic skin temperature changes to physiological parameters", *Phys Med Biol*, vol. 33, pp. 895-912, 1988.

- [150] J. Chato, "Heat Transfer to Blood Vessels", Transactions of the ASME: Journal of Biomechanical Engineering, vol. 102, pp. 110-118, 1980.
- [151] D.A. Hodson, J.C. Barbenel and G. Eason, "Modelling transient heat transfer through the skin and a contact material", Phys Med Biol, vol. 34, pp. 1493-1507, 1989.
- [152] Z.S. Deng and J. Liu, "Analytical study on bioheat transfer problems with spatial or transient heating on skin surface or inside biological bodies", Transactions of the ASME: Journal of Biomechanical Engineering, vol. 124, pp. 638-649, 2002.
- [153] Z.F. Cui and J.C. Barbenel, "The influence of model parameter values on the prediction of skin surface temperature: I. Resting and surface insulation", Phys Med Biol, vol. 35, pp. 1683-1697, 1990.
- [154] Z.F. Cui and J.C. Barbenel, "The influence of model parameter values on the prediction of skin surface temperature: II. Contact problems", Phys Med Biol, vol. 36, pp. 1627-1620, 1991.
- [155] S.C. Jiang, N. Ma, H.J. Li and X.X. Zhang, "Effects of thermal properties and geometrical dimensions on skin burn injuries", Burns, vol. 28, pp. 713-717, 2002.
- [156] P.J. Riu, K.R. Foster, D.W. Blick and E.R. Adair, "A thermal model for human thresholds of microwave-evoked warmth sensations", Bioelectromagnetics, vol. 18, pp. 578-583, 1996.
- [157] F. Gustrau and A. Bahr, "W-band investigation of material parameters, sar distribution, and thermal response in human tissue", IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, vol. 50, pp. 2393-2400, 2002.
- [158] E.Y.K. Ng and L.T. Chua, "Prediction of skin burn injury. Part 1: numerical modelling", Proc Instn Mech Engrs, Part H: Journal of Engineering in Medicine, vol. 216, pp. 157-170, 2002.
- [159] E.Y.K. Ng and L.T. Chua, "Comparison of one- and two-dimensional programmes for predicting the state of skin burns", Burns, vol. 28, pp. 27-34, 2002.
- [160] J.J. Heys and V.H. Barocas, "A Boussinesq model of natural convection in the human eye and the formation of Krukenberg's spindle", Annals of Biomedical Engineering, vol. 30, pp. 392-401, 2002.
- [161] J.J.W. Lagendijk, "A microwave heating technique for the hyperthermic treatment of tumours in the eye, especially retinoblastoma", Phys Med Biol, vol. 27, pp. 1301-1311, 1982.
- [162] J.J.W. Lagendijk, "A mathematical model to calculate temperature distributions in human and rabbit eyes during hyperthermic treatment", Phys Med Biol, vol. 27, pp. 1313-1324, 1982.
- [163] J.A. Scott, "A finite element model of heat transport in the human eye", Phys Med Biol, vol. 33, pp. 227-241, 1988.
- [164] J.A. Scott, "The computation of temperature rises in the human eye induced by infrared radiation", Phys Med Biol, vol. 33, pp. 242-257, 1988.
- [165] E.H. Amara, "Numerical investigations on thermal effects of laser-ocular media interaction", Int J Heat Mass Transfer, vol. 38, pp. 2479-2488, 1995.
- [166] M.H. Geiser, M. Bonvin and O. Quibel, "Corneal and retinal temperatures under various ambient conditions: a model and experimental approach", Klin Monatsbl Augenheilkd, vol. 221, pp. 311-314, 2004.
- [167] K. Gosalia, J. Weiland, M. Humayun and G. Lazzi, "Thermal elevation in the human eye and head due to the operation of a retinal prosthesis", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 51, pp. 1469-1477, 2004.
- [168] G. Lazzi, S.C. DeMarco, W. Liu, J.D. Weiland and M.S. Humayun, "Computed SAR and thermal elevation in a 0.25 mm 2-D model of the human eye and head in response to an implanted retinal stimulator - Part II: Results" IEEE Transactions on Antennas and Propagation., vol. 51, pp. 2286-2295, 2003.

- [169] K. Kohshi and H. Konda, "Human auditory brain stem response during induced hyperthermia", *J Appl Physiol*, vol. 69, pp. 1419-1422, 1990.
- [170] J. Attias, D.S. Seidman, A. Laor, J. Alster and Y. Epstein, "The effect of moderate heat stress on auditory brain stem evoked response in man", *J Therm Biol*, vol. 16, pp. 249-253, 1991.
- [171] C. Ferber-Viart, G. Savourey, C. Garcia, R. Duclaux, J. Bittel and L. Collet, "Influence of hyperthermia on cochlear micromechanical properties in humans", *Hearing Research*, vol. 91, pp. 202-207, 1995.
- [172] H. Franssen, G.H. Wieneke and J.H.J. Wokke, "The influence of temperature on conduction block", *Muscle & Nerve*, vol. 22, pp. 166-173, 1999.
- [173] A. Starr, Y. Sininger, M. Winter, M.J. Derebery, S. Oba and H.J. Michalewski, "Transient deafness due to temperature-sensitive auditory neuropathy", *Ear Hear*, vol. 19, pp. 169-179, 1998.
- [174] S. Lönn, A. Ahlbom, P. Hall and M. Feychting, "Mobile phone use and the risk of acoustic neuroma", *Epidemiology*, vol. 15, pp. 653-659, 2004.
- [175] M. Burkhardt, H.U. Gerber, T. Samaras and N. Kuster, "EM exposure of the auditory system dependent on phone position", Abstract collection of the 21st Bioelectromagnetics Society Annual Meeting, pp. 171-172, Long Beach (USA), 1999.
- [176] D.R. Blackman, L.N. Heynick, "Radiofrequency (RF) effects on blood cells, cardiac, endocrine, and immunological functions"; *Bioelectromagnetics* vol. 24, pp.187-195, 2003.
- [177] Exposition durch körpernahe Sender in Rumpfbereich: Forschungsvorhaben im Rahmen des Deutschen Mobilfunkforschungsprogramms: http://www.emf-forschungsprogramm.de/forschung/dosimetrie/dosimetrie_verg/dosi_055.html.
- [178] T.B. Möller, „Taschenatlas der Schnittbildanatomie 1. Kopf, Hals. Computertomographie und Kernspintomographie, Thieme Verlag, Stuttgart, 2005, ISBN 3137992036.
- [179] O. Scheufler, N.M. Kania, C.M. Heinrichs, K. Exner, "Hyperplasia of the Subcutaneous Adipose Tissue Is the Primary Histopathologic Abnormality in Lipedematous Scalp", *American Journal of Dermatopathology*. 25(3):248-252, 2003.
- [180] L.C. Junqueira, "Histologie", Springer Verlag, Berlin, 2004, ISBN 354021965X.
- [181] Y. Lee, K. Hwang, "Skin thickness of Korean adults", *Surg Radiol Anat*. 24(3-4):183-189, 2002.
- [182] Bowman HF et al. Theory, measurement and application of thermal properties of biomaterials, *Annual Reviews* www.annualreviews.org/aronline, 1975.
- [183] <http://www-ibt.etec.uni-karlsruhe.de/people/mag/frames/papers/EMC99-MD/node3.html>
- [184] ICRP/22/136/01, Basic Anatomical and Physiological Data for Use in Radiological Protection: Reference Values, REM Task Group ICRP Committee 2, 15-Nov-01.
- [185] <http://www.ece.utexas.edu/~valvano/research/Thermal.pdf>.
- [186] C.M. Collins, W. Liu, J. Wang, R. Gruetter, J.T. Vaughan, K. Ugurbil, M.B. Smith, "Temperature and SAR Calculations for a Human Head Within Volume and Surface Coils at 64 and 300 MHz, *Journal of Magnetic Resonance Imaging* 19:650-656, 2004.
- [187] P.M. Van den Berg, A.T. De Hoop, A. Segal, N. Praagman, "A computational model of the electromagnetic heating of biological tissue with application to hyperthermic cancer therapy", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* Vol. BME-30, No. 12, 1983.
- [188] L.R. Williams, R.W. Leggett, "Reference Values for resting blood flow to organs of man", *Clin. Phys. Physiol. Meas.* 10(3):187-217, 1989.
- [189] E. Hendler, J.D. Hardy, "Infrared and microwave effects on skin heating and temperature sensation", *IRE Trans Med Elect* ME:7:143-152, 1960.

- [190] E. Hendler, J.D. Hardy, D. Murgatroyd, "Skin heating and temperature sensation produced by infrared and microwave irradiation", In: Herzfeld CM, editor. *Temperature: its measurement and control in science and industry*. New York: Reinhold. p. 211, 1963.
- [191] A. Straume, G. Oftedal, A. Johnsson, "Skin temperature increase caused by a mobile phone: A methodological infrared camera study", *Bioelectromagnetics* 26:510-519, 2005.
- [192] K. R. Foster, A. Lozano-Nieto and P. J. Riu, "Heating of tissues by microwaves: A model analysis", *Bioelectromagnetics*, vol. 19, pp. 420–428, 1998.
- [193] K. R. Foster and L. S. Erdreich, "Thermal models for microwave hazards and their role in standards development", *Bioelectromagnetics*, vol. 20, pp. 52–63, 1999.
- [194] E.R. Adair, K.S. Mylacraine, B.L. Copp, "Partial body exposure of human volunteers to 2450 MHz pulsed or CW fields provokes similar thermoregulatory responses", *Bioelectromagnetics* Vol. 22, pp. 246-259, 2001.