

**Untersuchung zu altersabhängigen Wirkungen
hochfrequenter elektromagnetischer Felder auf der
Basis relevanter biophysikalischer und biologischer
Parameter
Bestandsaufnahme**

Andreas Christ, Theodoros Samaras, Esra Neufeld, Niels Kuster

Zürich, Oktober 2006

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.

Inhaltsverzeichnis

1	Einführung	3
2	Zielsetzung	3
3	Absorption elektromagnetischer Strahlung in homogenem und geschichtetem Gewebe	4
4	Numerische Verfahren	5
4.1	Simulation elektromagnetischer Felder	5
4.2	Simulation der Temperaturverteilung	6
5	Meßtechnische Verfahren	8
5.1	Experimentelle Verfahren zur dosimetrischen Nahfeldmessung	8
5.1.1	Automatische Scanner zur E-Feld- und SAR-Bestimmung in dosimetrischen Phantomen	8
5.1.2	Elektrooptischer Sensor	8
5.1.3	Schnelles Meßverfahren zur SAR-Bestimmung	9
5.2	Messung des induzierten Temperaturanstiegs	10
6	Anatomische Computermodelle von Kinderköpfen	11
7	Thermische und thermophysiologische Gewebeparameter	15
7.1	Einleitung	15
7.2	Durchblutung	15
7.2.1	Modelle für sämtliche Gewebe	16
7.2.2	Modelle für unterschiedliche Gewebe	16
7.3	Stoffwechselbedingte Wärmeerzeugung	17
7.4	Wärmeaustausch mit der Umgebung	17
7.4.1	Konvektion	18
7.4.2	Wärmestrahlung	19
7.4.3	Isolierung durch Kleidung	20
7.4.4	Verdampfung	21
8	Studien zur Absorption elektromagnetischer Strahlung in Köpfen von Kindern	23
8.1	Generische Modelle des Kopfes	23
8.2	Studien mit skalierten anatomischen Modellen	24
8.3	Generische Untersuchungen mit anatomischen Modellen von Kinderköpfen	27
8.4	Studien mit realitätsgetreuen Modellen des Kopfes und des Telefons	29
8.5	Studien mit altersabhängigen Gewebeparametern	30
8.6	Normalisierung auf Speisestrom oder Ausgangsleistung	31
9	Schlußfolgerungen für den weiteren Verlauf des Projektes	32
A	Thermische Gewebeeigenschaften	41

1 Einführung

Die grundlegenden Mechanismen der Absorption elektromagnetischer Wellen in menschlichem Gewebe wurden in den vergangenen Jahren in zahlreichen dosimetrischen Untersuchungen zur Strahlungsbelastung der Benutzer von Mobiltelefonen beschrieben [Burkhardt and Kuster, 1999], und meßtechnische Standards zur Typenprüfung von Mobiltelefonen sind international etabliert (z. B. [IEEE, 2003, IEC, 2001, CENELEC, 2001]). Dennoch bestehen nach wie vor Unsicherheiten, in wie weit die unter Berücksichtigung der anatomischen Eigenschaften Erwachsener entwickelten Verfahren zum Schutz Heranwachsender geeignet sind. Die Weltgesundheitsorganisation (WHO) hält diese Fragestellung für relevant und betont in einem kürzlich erschienenen Artikel [Kheifets et al., 2005] und in ihrem aktuellen Forschungsplan [WHO, 2006] die Dringlichkeit weiterer Erforschung offener Fragestellungen auf diesem Gebiet. Ebenso wies die Internationale Kommission zum Schutz vor Nichtionisierender Strahlung (ICNIRP) auf die Notwendigkeit verbesserter numerischer Modellierung des menschlichen Körpers hin, wobei verschiedene Entwicklungsstadien und eine genauere Beschreibung der Quellen elektromagnetischer Felder berücksichtigt werden sollen [ICNIRP, 2004].

Diese Bestandsaufnahme gibt einen Überblick des derzeitigen Forschungsstandes auf dem Gebiet der Bestimmung der Absorption elektromagnetischer Strahlung in den Köpfen von Kindern und Heranwachsenden. Hierbei wird sowohl auf numerische als auch auf meßtechnische Verfahren eingegangen. Dies beinhaltet eine Übersicht über existierende anatomische Modelle von Köpfen Minderjähriger und der relevanten numerischen Studien, bei denen generische und anatomische Modelle des Kopfes verwendet wurden. Bisherige Studien zur Altersabhängigkeit der Absorption elektromagnetischer Felder im Kopf werden besprochen, wobei auf die altersbedingten Unsicherheiten der dielektrischen Parameter an Hand verschiedener neu erschienener Studien eingegangen wird.

Für dieses Projekt wurde bereits eine Machbarkeitsstudie durchgeführt, deren Ergebnisse in der Schriftenreihe Reaktorsicherheit und Strahlenschutz des Bundesamtes für Strahlenschutz veröffentlicht sind [Schmid et al., 2005]. Die Ergebnisse dieser Studie sollen daher nicht innerhalb der Bestandsaufnahme wiederholt werden. An geeigneter Stelle wird hingegen auf [Schmid et al., 2005] verwiesen. Dies betrifft insbesondere die Altersabhängigkeit der anatomischen und der dielektrischen Parameter des Kopfes. Ein umfangreicher Abschnitt befaßt sich hingegen mit Modellen zur Bestimmung der Thermoregulation und dem Wärmeaustausch der Hautoberfläche mit der Umgebung. Eine vor kurzem abgeschlossene Studie [Christ et al., 2006c] zeigte, daß der Einfluß der Randbedingungen, die an der Hautoberfläche angenommen werden, von großer Relevanz für die Temperatur der äußeren Körperschichten ist. Der Bericht schließt mit einer Besprechung der sich ergebenden Folgen für den weiteren Ablauf der Studie.

2 Zielsetzung

Folgende Ziele werden im Rahmen dieser Bestandsaufnahme erarbeitet:

- Besprechung der für die Studie geeigneten Verfahren zur Berechnung der Absorption elektromagnetischer Felder
- Besprechung der für die Studie geeigneten Verfahren zur Simulation der Temperaturverteilung in anatomischen Modellen
- Zusammenfassung der für die Studie geeigneten meßtechnischen Verfahren zur Bestimmung elektromagnetischer Felder und des sich durch die Strahlungsabsorption ergebenden Temperaturanstiegs

- Übersicht über existierende anatomische Kopfmodelle von Kindern und Jugendlichen
- Übersicht über Rechenmodelle für Thermoregulation und Wärmetausch zwischen Körperoberfläche und Umgebung
- Zusammenfassung und Ergänzung der in [Christ and Kuster, 2005] besprochenen wissenschaftlichen Arbeiten zur Strahlenbelastung der Köpfe von Kindern und Jugendlichen
- Besprechung der Schlußfolgerungen für den weiteren Ablauf der Studie

3 Absorption elektromagnetischer Strahlung in homogenem und geschichtetem Gewebe

Der grundlegende Mechanismus der Absorption elektromagnetischer Strahlung in homogenem biologischem Gewebe im Nahfeld von am Kopf oder Körper getragenen Sendern wurde erstmals in [Kuster and Balzano, 1992] beschrieben. Bei geringen Abständen sind wegen der hohen Dielektrizitätskonstante des Gewebes die durch die Stromverteilung auf der Antenne und dem Gerät erzeugten magnetischen Felder für die Absorption maßgeblich. Diese Felder verursachen Wirbelströme auf der Haut und im Gewebe des Benutzers. Näherungsformeln, die den Absorptionsmechanismus beschreiben und mit denen sich die SAR im Rahmen einer Genauigkeit von ± 3 dB über den gesamten für tragbare Geräte relevanten Frequenzbereich (30 MHz - 6 GHz) bestimmen läßt, finden sich in [Kuster and Balzano, 1992, Kuster et al., 1997, Loeser et al., 2006]. Für homogenes Gewebe läßt sich der Absorptionsmechanismus folgendermaßen beschreiben:

- Die SAR hängt hauptsächlich von der Kopplung der magnetischen Felder ab, die durch den Fußpunktstrom der Antenne verursacht werden. Die SAR steigt quadratisch mit dem Strom und nimmt quadratisch mit dem Abstand zwischen Fußpunkt und Gewebe ab.
- Die reaktiven Komponenten des magnetischen Nahfeldes koppeln in gleichem Maße wie die Einstrahlung durch das Fernfeld.
- Im unmittelbaren Nahfeld der Antenne fällt die SAR stärker als exponentiell. Dieser Effekt ist besonders ausgeprägt, wenn die Antenne wesentlich kürzer als $\lambda/2$ ist.
- Wegen der Verluste im Gewebe und der Abnahme des magnetischen Feldes mit dem Abstand ist die SAR-Maximum stark am Fußpunkt der Antenne konzentriert.
- Bei konstanter Ausgangsleistung steigt die SAR an, wenn die Fußpunktimpedanz fällt.

Zu berücksichtigen ist auch die gegenseitige Beeinflussung von Gerät und Kopf oder Körper des Benutzers, solange sich dieser im Nahfeld bzw. im reaktiven Bereich der Antenne befindet. Diese sind in Abbildung 1 zusammengefaßt.

In geschichtetem Gewebe können zusätzliche Effekte auftreten, wenn sich der Wassergehalt und damit die dielektrischen Eigenschaften der einzelnen Schichten stark voneinander unterscheiden. So kann es beispielsweise bei zwischen der Haut und einer Muskelschicht eingeschlossenem Fettgewebe bei fernfeldähnlicher Belastung und einer Schichtdicke des Fettgewebes von etwa einer viertel Wellenlänge zu Stehwelleneffekten kommen, die zu einem starken Anstieg der Absorption in der Haut führen [Christ et al., 2006b]. Diese sind jedoch bei typischer Verwendung von Mobiltelefonen in unmittelbarer Nähe des Kopfes nicht relevant [Drossos et al., 2000]. Bei Frequenzen unterhalb von 450 MHz kann es im Nahfeld zu verstärkter Einkopplung reaktiver elektrischer Felder in Fett- oder Knochenschichten kommen, wobei das lokale SAR in der darüberliegenden Hautschicht ebenfalls stark ansteigen kann. Dieser Effekt tritt jedoch vorwiegend bei elektrisch kleinen Antennen auf [Christ et al., 2006d]. Eine ausführliche Diskussion der Absorption in geschichtetem Gewebe findet sich in [Christ et al., 2006c].

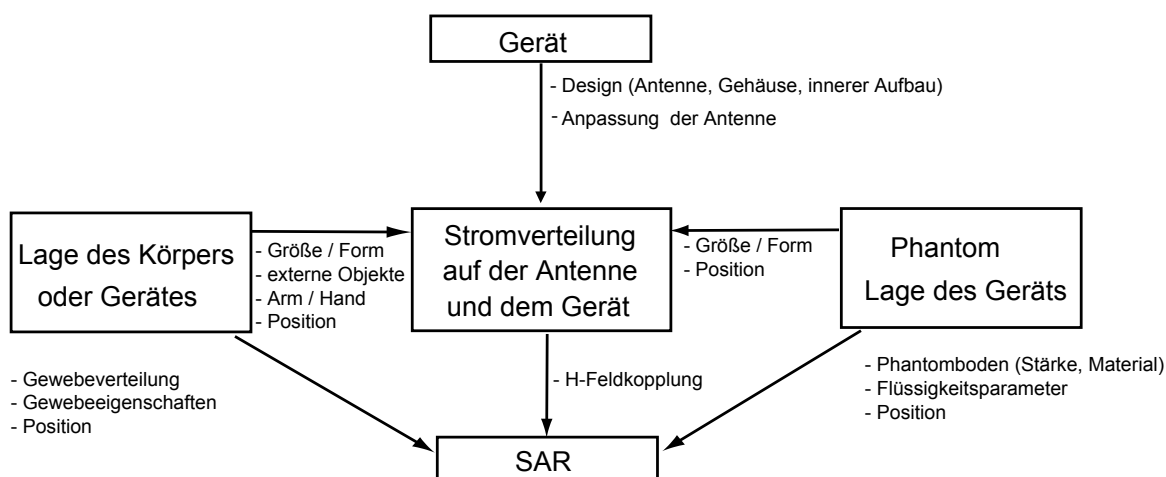


Abbildung 1: SAR bestimmende Faktoren und Zusammenhänge

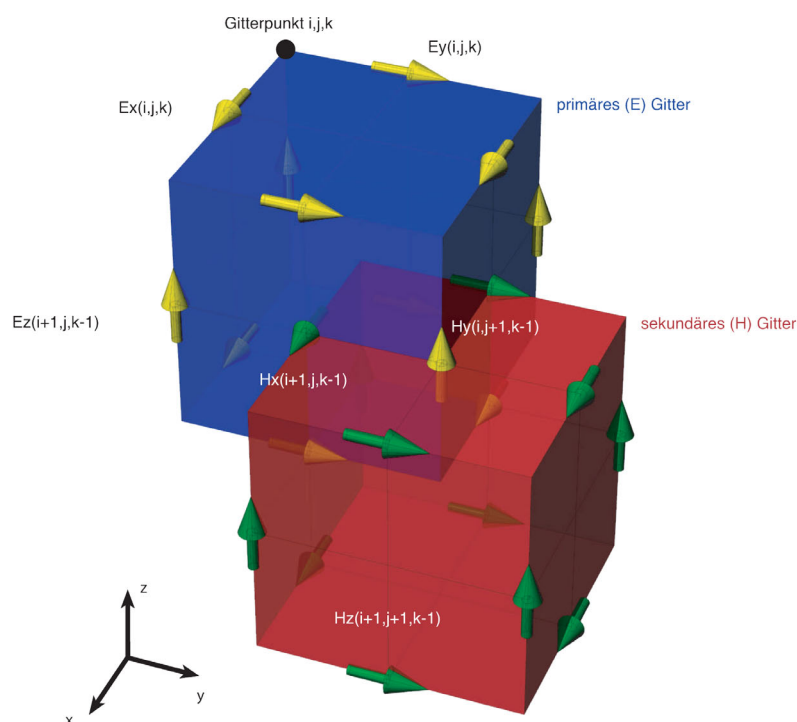


Abbildung 2: FDTD-Gitter mit den Vektorkomponenten der E- und H-Felder einer Zelle

4 Numerische Verfahren

4.1 Simulation elektromagnetischer Felder

Nahezu alle wissenschaftlichen Arbeiten auf dem Gebiet der numerischen Dosimetrie, die in den letzten Jahren verfaßt wurden, verwenden die Methode der finiten Differenzen im Zeitbereich (Finite-Difference Time-Domain, FDTD) [Yee, 1966]. Die Methode berechnet E- und H-Feldvektoren direkt an jedem Ort des Rechenraumes. Die Vektorkomponenten der E- und H-Felder werden in einem rechtwinkligen Gitter angeordnet (Abbildung 2). Dadurch wird es

möglich, die Rotationsoperatoren der ersten beiden Maxwell'schen Gleichungen durch eine finite Differenzenform zweiter Ordnung anzunähern. E- und H-Felder lassen sich dann in aufeinanderfolgenden Rechenschritten aus ihren jeweils zeitlich vorausgehenden Werten berechnen. Auf diese Weise können sich Felder und Wellen im Rechengitter ausbreiten. Die Ausbreitungseigenschaften werden u. a. in [Schneider and Wagner, 1999] untersucht. Für hinreichend gute Auflösung des Rechenraumes (Gitterschrittweite $< \lambda/10$) ist die Rechengenauigkeit des Algorithmus für die meisten dosimetrischen Probleme hinreichend. Maßgeblich für die notwendige Auflösung ist bei diesen Anwendungen in der Regel die Geometrie (anatomisches Körpermodell, drahtloses Gerät mit feinen elektrisch relevanten Details). Eine detaillierte Beschreibung des FDTD-Algorithmus findet sich z. B. in [Taflove and Hagness, 2000].

Die FDTD-Methode eignet sich sehr gut zur Simulation anatomischer Modelle, da komplexe Gewebeverteilungen mit geringem Aufwand im Rechengitter abgebildet werden können. Den diskretisierten Maxwellgleichungen des Algorithmus' lassen sich die Materialeigenschaften der jeweiligen Gitterkante zuordnen, auf denen sie die E- und H-Felder berechnen. Unsicherheiten entstehen hierbei auf Grund der diskreten Struktur des Rechenraumes an sämtlichen Materialübergängen. Für planare Grenzschichten ist die numerische Genauigkeit in [Christ et al., 2006a] beschrieben. Sie kann für dosimetrische Probleme als ausreichend angenommen werden. Für schräge und gekrümmte Grenzflächen existiert bisher keine theoretische Analyse. Erfahrungsgemäß kann es auf Grund der stufenförmigen Annäherung solcher Grenzflächen zu unphysikalischen örtlich beschränkten Überhöhungen des Feldes kommen [Burkhardt, 1999]. Diese lassen sich aber in der Regel bei der Auswertung der Daten identifizieren oder tragen bei der Berechnung des über ein Volumen gemittelten SARs nur unwesentlich zum Ergebnis bei. Weitere Verfahren zur Berechnung elektromagnetischer Felder für dosimetrische Anwendungen werden in [Christ et al., 2005b] beschrieben. Diese kommen heute jedoch nur noch in seltenen Fällen zur Anwendung.

4.2 Simulation der Temperaturverteilung

Zur Berechnung der Temperaturverteilung in bei dosimetrischen Anwendungen mit anatomischen Modellen wird in zahlreichen Studien die sogenannte biologische Wärmeübertragungsgleichung (Bio Heat Transfer Equation, BHTE) nach [Pennes, 1948] verwendet.

$$c\rho\frac{\partial T}{\partial t} + B(T - T_b) = k\nabla^2 T + S. \quad (1)$$

Hierbei ist T die zu berechnende Gewebetemperatur, T_b die Temperatur des Blutes, B beschreibt die Durchblutung des Gewebes, c seine Wärmekapazität, k seine Wärmeleitfähigkeit und ρ seine Dichte. Die Größe S bezeichnet die durch Stoffwechselprozesse oder durch Absorption elektromagnetischer Strahlung erzeugte Leistung. Die BHTE kann direkt mit einer FDTD-Simulation zur Berechnung der lokalen Leistungsdichteverteilung gekoppelt werden und verwendet dasselbe Rechengitter, wodurch sich Unsicherheiten durch Interpolation insbesondere an Gewebeübergängen vermeiden lassen. Das thermische Modell der BHTE ist jedoch für viele Anwendungen beispielsweise aus dem Bereich der Hyperthermie zu einfach. Einschränkungen ergeben sich aus folgenden Gründen:

- Die BHTE nimmt ein perfektes Wärmegleichgewicht zwischen nahe beieinanderliegenden Blutgefäßen an, wovon eigentlich nur ausgegangen werden kann, wenn diese Blutgefäße kleiner als 0.2-0.3 mm sind [Arkin et al., 1994].
- Parallele Venen und Arterien mit ortsabhängiger Ausrichtung der Durchblutung (anisotroper Wärmefluß, Counter-Current Netzwerke) werden nicht berücksichtigt.

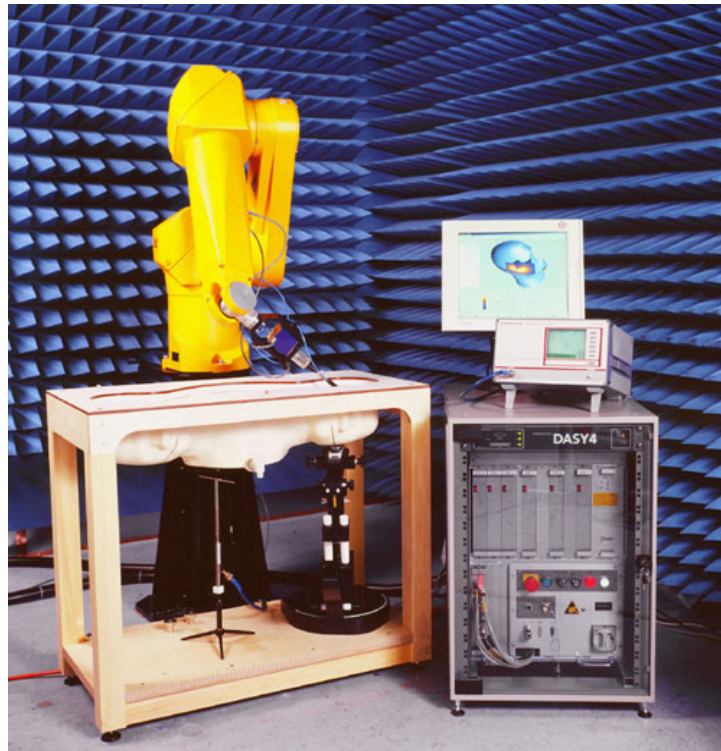


Abbildung 3: SAR-Meßsystem (Schmid & Partner Engineering AG, Zürich) mit Präzisionsroboter, flüssigkeitsgefülltem Phantom und Steuerungs- und Datenerfassungseinheit.)

- Große Blutgefäße werden nicht berücksichtigt, obwohl größere Gefäße die Temperaturverteilung in ihrer Umgebung bestimmen können.
- Die BHTE definiert keine Thermoregulationsmechanismen und keine temperaturabhängigen Gewebeparameter. Vereinzelt existieren (z. B. [Lang et al., 1999a]).

Im Rahmen einer kürzlich abgeschlossenen Arbeit wurde ein erweitertes thermisches Modell entwickelt, das die hier aufgeführten Probleme behebt. Dieses Modell soll für die in diesem Projekt durchzuführenden Berechnungen verwendet werden. Es ist in [Christ et al., 2006c] ausführlich beschrieben und wird daher hier nur kurz zusammengefaßt.

Das Modell fügt der BHTE eine tensorielle effektive Wärmeleitfähigkeit ($k \rightarrow k_{ij}$) hinzu [Weinbaum and Jiji, 1985] und erlaubt dadurch die Modellierung von Counter-Current Netzwerken. Zusätzlich kann wie beim in [Kotte et al., 1996] beschriebenen Discrete Vasculature (DIVA) Modell ein Gefäßbaum definiert werden. Durch die Kopplung des DIVA-Modells mit der tensoriellen Wärmeleitung ist es jedoch nicht nötig, kleinere Blutgefäße in den Gefäßbaum zu integrieren. Man erhält somit auf einfache Weise ein inhomogenes, anisotropes Modell, welches die Diskretheit und die Gerichtetheit der Blutgefäße berücksichtigt und doch leicht aufzusetzen ist und mit wenig Parametern auskommt. Zusätzlich erlaubt das Modell die Definition einer temperaturabhängigen Durchblutungsrate und zeitabhängige Wärmeerzeugung. Das erlaubt es, die Veränderung des Stoffwechsels unter thermischem Streß zu berücksichtigen und die langsame Erwärmung körperfremder Geräte, die mit dem Körper im Kontakt stehen, über die Bestrahlungszeit hinweg einzubeziehen.

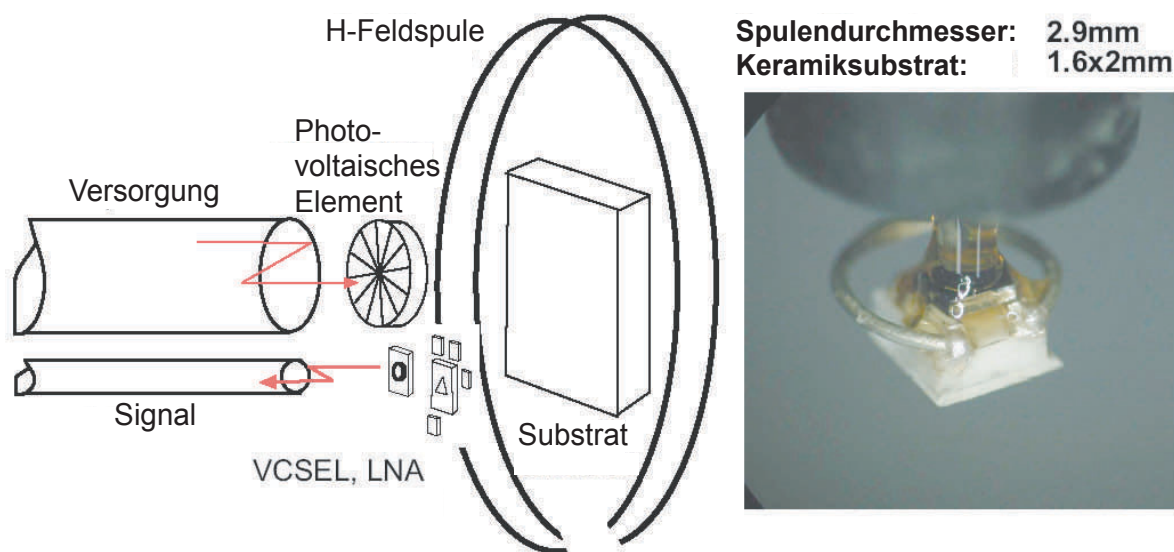


Abbildung 4: Prinzip und Aufbau des optischen H-Feldsensors

5 Meßtechnische Verfahren

5.1 Experimentelle Verfahren zur dosimetrischen Nahfeldmessung

5.1.1 Automatische Scanner zur E-Feld- und SAR-Bestimmung in dosimetrischen Phantomen

Das für die dosimetrischen Messungen dieses Projektes zu verwendende Meßsystem DASY 4 wurde bereits in [Christ et al., 2005b] ausführlich beschrieben und sei deshalb hier nur kurz zusammengefaßt. In den folgenden Abschnitten werden neue Entwicklungen auf dem Gebiet der Nahfeldmessung beschrieben. Das DASY 4-System besteht aus einem sechachsigen Präzisionsroboter mit einer Wiederholgenauigkeit von weniger als ± 0.2 mm, isotropen E-Feldsonden mit Diodengleichrichtung, optischer Oberflächendetektion zur automatischen Positionierung der Sonde und hochentwickelter Software zur Datenverarbeitung und Steuerung der Messungen (Abbildung 3). Aufwendige Messungen wie beispielsweise Peak Spatial Average SAR können innerhalb von 15 Minuten durchgeführt werden.

Moderne dosimetrische Sonden können im Frequenzbereich von 10 MHz bis 6 GHz eingesetzt werden [Poković et al., 2005]. Sie haben Isotropiefehler von weniger als $\pm 0,5$ dB und Empfindlichkeiten von $5\text{--}10 \mu\text{W/g}$. Auf Grund ihrer geringen Abmessungen (Durchmesser von 2,5 mm an der Spitze) besitzen sie eine hohe räumliche Auflösung und können sehr nah an Materialübergängen (Boden des Meßphantoms) eingesetzt werden. Das SAM-Phantom nach [IEEE, 2003, IEC, 2001, CENELEC, 2001] und ein elliptisches Phantom nach [IEC, 2005] stehen als Teile des Meßsystems zur Verfügung.

5.1.2 Elektrooptischer Sensor

Das im Abschnitt 5.1.1 beschriebene Meßsystem erlaubt nur die Messung des Effektivwertes des E- oder H-Feldes. Die Sonden müssen außerdem für jede Frequenz kalibriert werden. Mittels eines neuartigen elektrooptischen Sensors können jedoch Signale im Zeitbereich über Frequenzen von 100 MHz bis 6 GHz gemessen werden. Das System besteht aus einem Sensorkopf und einer separaten Versorgungs- und Meßverstärkereinheit. Beide Teile sind ausschließlich über op-

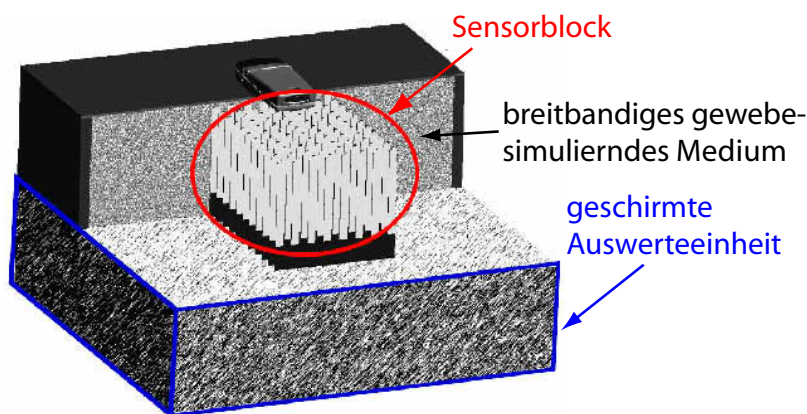


Abbildung 5: Schematischer Aufbau des iSAR-Systems

tische Fasern verbunden. Ein Leistungslaser speist die Empfängereinheit auf dem Sensorkopf (Abbildung 4) über ein photovoltaisches Element. Dies versorgt einen zweiten Laser und einen Low-Noise-Amplifier (LNA). An diesen ist eine Schleifenantenne angeschlossen, die zur Messung des H-Feldes dient. Das im LNA verstärkte Signal moduliert den Laser auf dem Sensorkopf. Das Signal gelangt dann über eine optische Verbindung zum Meßverstärker, der es über einen $50\ \Omega$ -Ausgang zur Verfügung stellt.

Die Empfindlichkeit der Sonde beträgt $0,09\ \text{mA/m}$ bei einer Frequenz von $2,45\ \text{GHz}$ und einer Bandbreite von $1\ \text{MHz}$. Der Frequenzgang zwischen $300\ \text{MHz}$ und $6\ \text{GHz}$ ist etwa $10\ \text{dB}$ bei $75\ \text{dB}$ Dynamik. Die E-Feldunterdrückung beträgt $16\ \text{dB}$ bei $2,45\ \text{GHz}$. Diese kann durch externe Schirmung noch verbessert werden.

5.1.3 Schnelles Meßverfahren zur SAR-Bestimmung

Dosimetrische Meßverfahren zur Typenprüfung drahtloser Geräte mit Dipolsensoren benötigen sehr lange Meßzeiten zur kompletten Auswertung eines Gerätes (Abschnitt 5.1.1). Dies gestaltet die dosimetrische Optimierung eines Produktes in der Regel sehr zeitaufwendig. Eine schnelle Messung der SAR kann außerdem Informationen über die Ausgangsleistung unter Last und Abweichungen der Stromverteilung der Hochfrequenz führenden Teile eines Gerätes liefern.

Zur unmittelbaren Messung der SAR-Verteilung wurde ein System entwickelt, das ein Array aus 256 dipolbasierten Meßsensoren verwendet (Abbildung 5). Die Sensoren decken eine Oberfläche von $240\ \text{mm} \times 120\ \text{mm}$ ab und sind in ein Medium eingebettet, dessen dielektrische Eigenschaften im Frequenzbereich von $300\ \text{MHz}$ bis $6\ \text{GHz}$ näherungsweise den in [IEEE, 2003, IEC, 2001, CENELEC, 2001] vorgegebenen Parametern für gewebesimulierende Flüssigkeit entsprechen. Die von den Sensoren aufgenommenen Signale werden simultan verstärkt und integriert, so daß die Meßdauer für die SAR bei etwa $3\ \text{s}$ liegt. Spezielle Algorithmen wurden implementiert, um auch bei komplexen Modulationsverfahren (z. B. TDMA) messen zu können. Der Wert der Peak Spatial SAR kann ebenfalls durch Extrapolation der Felder ermittelt werden. Die Unsicherheit der Peak Spatial Average SAR bezogen auf das DASY 4-System (Abschnitt 5.1.1) ist kleiner als $1\ \text{dB}$. Die Wiederholgenauigkeit ist kleiner als $0,5\ \text{dB}$. In einem Frequenzbereich von $400\ \text{MHz}$ bis $3\ \text{GHz}$ besitzt das System eine Empfindlichkeit von $0,05\ \text{W/kg}$. Abbildung 6 zeigt das iSAR-System beim Messen eines Mobiltelefons.

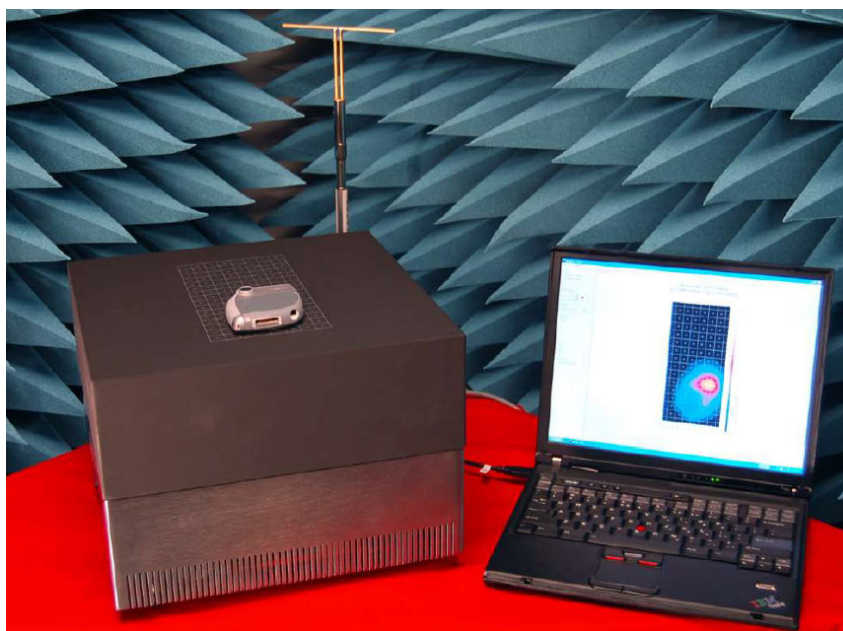


Abbildung 6: Messung eines Mobiltelefons mit dem iSAR-System

5.2 Messung des induzierten Temperaturanstiegs

Die Bestimmung der durch hochfrequente Felder induzierten Temperatur bei dosimetrischen Anwendungen kann prinzipiell durch Messung mit Thermistoren, thermooptische Messungen und Strahlungsmessung (Infrarotfotographie) erfolgen. Eine vergleichende Übersicht dieser Meßverfahren findet sich in [Christ et al., 2005b]. Bei den für dieses Projekt durchzuführenden Messungen ist mit äußerst geringer Erwärmung durch die absorbierte Hochfrequenzleistung zu rechnen. Die notwendige Empfindlichkeit läßt sich daher nur mit Sonden mit Thermistoren erreichen. Der Aufbau und die Funktionsweise dieser Sonden (Abbildung 7) sind in [Bowman, 1976, Schuderer et al., 2004] beschrieben. Der Durchmesser der Meßspitze dieser Sonden kann bis auf 1 mm reduziert werden. Die Meßspitzen werden über hochohmige Leitungen mit dem Meßverstärker verbunden, so daß Interferenzen der Meßanordnung mit dem einfallenden Feld ausgeschlossen werden können. Die technischen Daten der für diese Studie verwendeten Sensoren sind in Tabelle 1 zusammengefaßt.

Aufbau	Sensor mit NTC und hochohmigen Leitungen (Vierdrahtverfahren), eingebaute Schirmung gegen statische Aufladung
Meßbereich	0°C - 60°C
Genauigkeit (T)	±0.2°C absolut (kalibrationsabhängig) ±2 mK Rauschen (0.1 s Samplingzeit)
Genauigkeit (dT/dT)	±2%, Rauschen ±0.1 mK/s (10 s Auswertungszeit)
Empfindlichkeit (SAR)	0,2 mW/g in gewebesimulierender Flüssigkeit
Anstiegszeit	< 1 s
E-Feldinterferenz	E-Feld entlang der Sondenachse: 0.6 mK/s bei 1000 V/m über 50 mm E-Feld senkrecht zur Sondenachse: kein meßbarer Effekt
Abmessungen	Sondenspitze 1 mm Durchmesser
Abstand Spitze - NTC	1 mm

Tabelle 1: Spezifikation der Temperaturmeßsonden

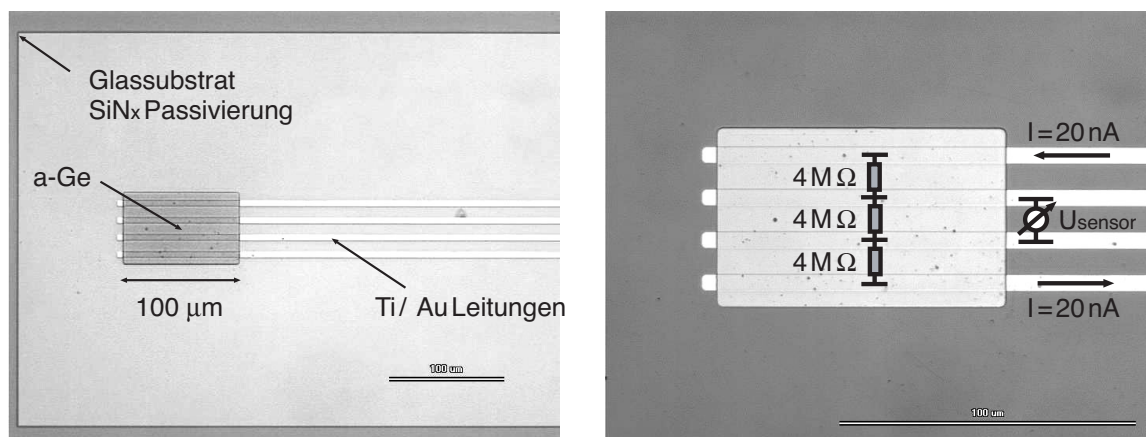


Abbildung 7: Prinzipieller Aufbau (links) und Prinzipschaltung (rechts) des Thermistors einer Miniaturthermosonde

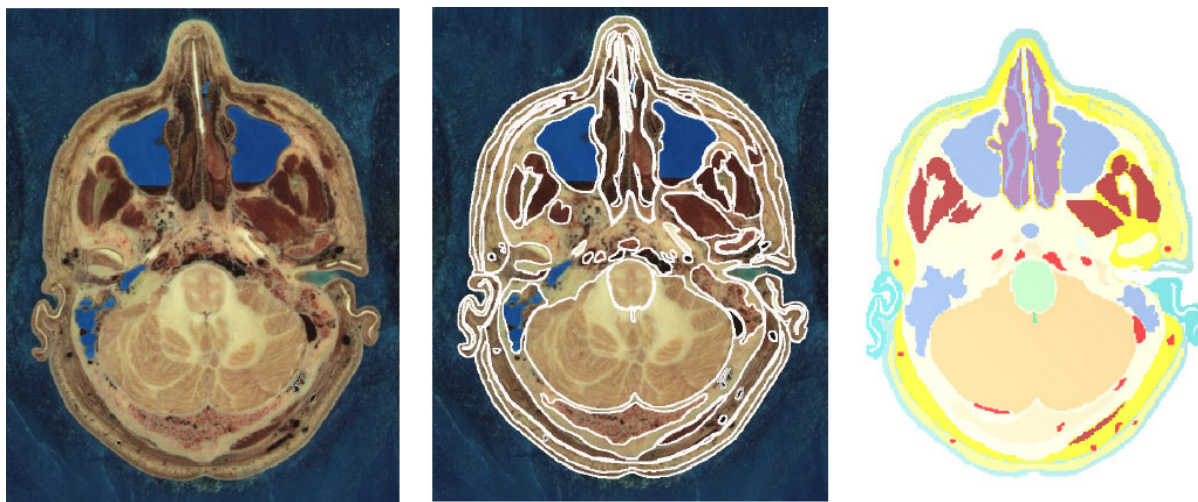


Abbildung 8: Entwicklung eines anatomischen Compound-Modells: Originale Kryosektionsfotographie (links), Segmentierung der Fotografie (mitte), Computermodell (rechts)

6 Anatomische Computermodelle von Kinderköpfen

Die meisten dosimetrischen Studien zur Absorption elektromagnetischer Felder in den Köpfen von Kindern verwenden skalierte Modelle von Erwachsenen (Abschnitt 8). Dies führte zu zahlreichen Kontroversen, da die anatomische Genauigkeit der skalierten Modelle unbekannt ist. Lange Zeit waren die in [Schönborn et al., 1998] beschriebenen aus MR-Aufnahmen entwickelten Modelle eines drei- und eines siebenjährigen Kindes die einzigen existierenden hochauflösenden Computermodelle von Minderjährigen. Auf Grund der bereits erwähnten Unsicherheiten wurden für verschiedene neuere Studien weitere anatomisch korrekte Kinderkopffmodelle entwickelt oder befinden sich zur Zeit in Entwicklung. Tabelle 2 gibt eine Übersicht sämtlicher anatomischer Computermodelle Minderjähriger, die auf MR- oder CT-Aufnahmen basieren. Eine Zusammenfassung, die auch Modelle Erwachsener enthält, findet sich in [Caon, 2004].

Für die Entwicklung eines anatomischen Computermodells aus MR- oder CT-Aufnahmen müssen die Organe und Gewebe der einzelnen Aufnahmen von Hand identifiziert und segmentiert

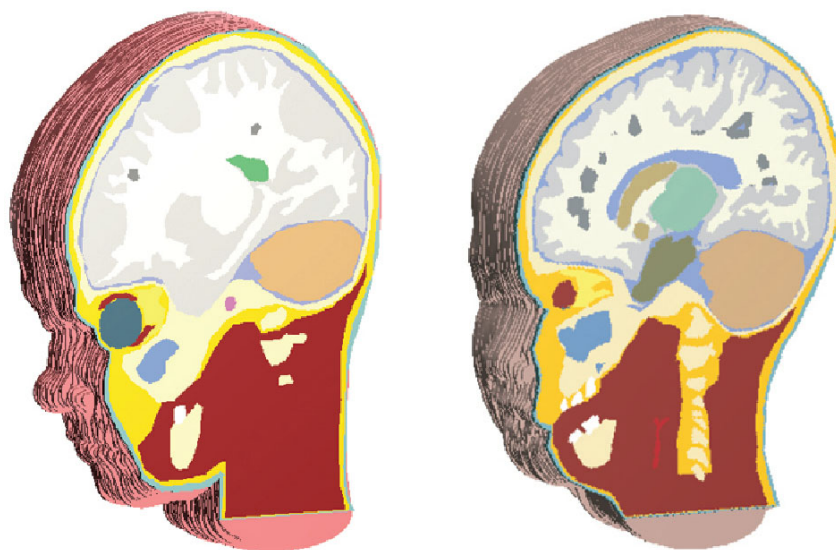


Abbildung 9: Compound-Modelle des siebenjährigen (links) und des dreijährigen (rechts) Kindes

werden. Obwohl Computerprogramme und Algorithmen diesen Prozess unterstützen, dauert die Entwicklung eines anatomischen Ganzkörpermodells in der Regel mehrere Monate. Eine halbautomatische Methode zur Erzeugung anatomischer Modelle direkt aus den MR-Aufnahmen wird in [Mazzurana et al., 2003] vorgestellt. Hierbei werden nicht einzelne Gewebe oder Organe rekonstruiert, sondern die dielektrischen Eigenschaften werden an Hand des Grauwertes der MR-Aufnahmen direkt einzelnen Voxeln zugeordnet. Nachteile dieser Methode sind jedoch das Fehlen der Haut [Sandrini et al., 2004] sowie Unsicherheiten bei der Zuweisung der dielektrischen Parameter beispielsweise der Lunge oder der Leber.

Die meisten anatomischen Computermodelle verwenden eine feste Auflösung oder Voxelgröße. Diese ist in der Regel mit der Auflösung der MR- oder CT-Aufnahmen identisch. Jedem Voxel wird ein fester Gewebetyp zugeordnet, der in der Regel direkt in das Rechengitter geschrieben wird (Abschnitt 4). Der Nachteil dieses Verfahrens ist der Verlust der Detailgenauigkeit, wenn die Auflösung des Rechengitters nicht mit der Originalauflösung übereinstimmt. Dieser Fall kann eintreten, wenn auf Grund der zu simulierenden Frequenz eine feinere Auflösung nötig wird oder wenn die Modelle im Rechenraum gedreht oder verschoben werden müssen. Feine Strukturen wie beispielsweise Blutgefäße oder dünne Gewebeschichten (Haut) können so mit großer Wahrscheinlichkeit durch das numerische Modell nicht mehr korrekt wiedergegeben werden.

Ein verbessertes Verfahren zur numerischen Repräsentation der anatomischen Modelle wurde in [Christ et al., 2005a] beschrieben. Hierbei werden die Koordinaten der Gewebegrenzen jeder Aufnahmeschicht in einem 2,5-dimensionalen Format gespeichert („Compound“-Format). Aus diesen Daten läßt sich jedem Gitterpunkt der entsprechende Gewebetyp zuordnen, nachdem das Gitter erzeugt wurde. Die Koordinaten werden mittels einer Matrix berechnet, die die Lage und Orientierung des Modells relativ zum Koordinatensystem des Rechenraumes beschreibt. Die Auflösung des Rechengitters ist ebenfalls völlig unabhängig von der Auflösung der Originalaufnahmen. Abbildung 8 beschreibt die Erzeugung eines „Compound“-Modells. Neben dem Ganzkörpermodell eines Erwachsenen (Visible Human [Ackerman, 1998]) stehen die beiden für [Schönborn et al., 1998] entwickelten Kinderkopfm Modelle in diesem Format zur Verfügung (Abbildung 9).

Ein verbleibender Nachteil dieses Verfahrens ist jedoch, daß die Modelle entlang der Achse,

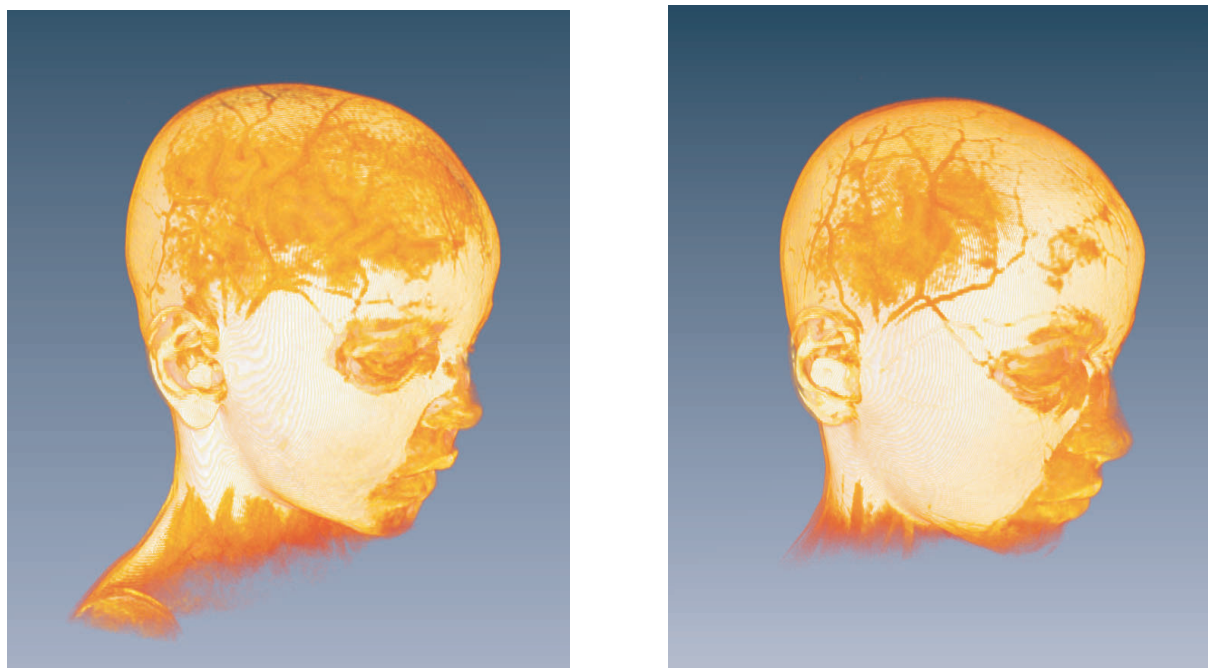


Abbildung 10: Dreidimensionale Rekonstruktion der MR-Aufnahmen des sechsjährigen Jungen (links) und des elfjährigen Mädchens (rechts) des Virtual-Family Projektes

entlang der die MR- oder CT-Aufnahmen gemacht wurden, noch immer in diskretisierter Form vorliegen. Dies kann zu stufenartigen Gewebegrenzen führen, wenn das Modell im Rechengitter stark gedreht und mit sehr hoher Auflösung diskretisiert wird. Die einzige Lösung dieses Problems stellt die Rekonstruktion aller Gewebe und Organe als dreidimensionale CAD-Objekte dar. Zur Zeit befinden sich Ganzkörpermodelle eines sechsjährigen Jungen und eines elfjährigen Mädchens in Entwicklung, die auf hochauflösenden und kontrastreichen MR-Aufnahmen basieren (Abbildung 10). Sämtliche Organe und Gewebe dieser Modelle werden nach der Segmentierung in entsprechende CAD-Objekte gewandelt.

Modell	Referenz	Aufnahmen	Auflösung	Alter	Geschlecht	Format	Abbildung	Kommentar
Baby	[Veit et al., 1989]	CT	0,85 mm × 0,85 mm × 4,0 mm	8 Wochen	weiblich	Voxel	-	Leiche
Child	[Veit et al., 1989]	CT	1,54 mm × 1,54 mm × 8,0 mm	7 Jahre	weiblich	Voxel	-	Leukämiepatientin
Indy	[Schönborn et al., 1998]	MRI	1,1 mm × 1,1 mm × 1,1 mm	3 Jahre	männlich	Compound	9	nur Kopf
Brucky	[Schönborn et al., 1998]	MRI	1,1 mm × 1,1 mm × 1,1 mm	7 Jahre	männlich	Compound	9	nur Kopf
Adelaide	[Caon et al., 1999]	CT	2,35 mm × 2,53 mm × 10 mm	14 Jahre	weiblich	Voxel	-	nur Torso
-	[Nipper et al., 2002]	CT	0,59 mm × 0,59 mm × 1,0 mm	6 Tage	weiblich	Voxel	-	Leiche
-	[Nipper et al., 2002]	CT	0,49 mm × 0,49 mm × 1,25 mm	2 Monate	männlich	Voxel	-	Leiche
-	[Fernández et al., 2005]	CT	keine Angaben	10 Jahre	keine Angaben	Voxel	-	nur Kopf
-	[Hadjem et al., 2005c]	MRI	keine Angaben	4 Jahre	keine Angaben	Voxel	-	nur Kopf
-	[Hadjem et al., 2005c]	MRI	keine Angaben	12 Jahre	keine Angaben	Voxel	-	nur Kopf
Virtual Family Boy	-	MRI	0,9 mm × 0,9 mm × 1,0 mm	6 Jahre	männlich	CAD	10	in Entwicklung
Virtual Family Girl	-	MRI	0,9 mm × 0,9 mm × 1,0 mm	11 Jahre	weiblich	CAD	10	in Entwicklung

Tabelle 2: Anatomische Kopf- bzw. Ganzkörpermodelle von Kindern

7 Thermische und thermophysiologische Gewebeparameter

7.1 Einleitung

Der grundlegende Gedanke zur Begrenzung der Belastung durch hochfrequente elektromagnetische Felder ist der Temperaturanstieg in der Haut, im gesamten Körper oder in räumlich eng begrenzten Gebieten („hot spots“). Gerade bei stark inhomogener Absorption der Leistung sollten Körpergewebe oder -regionen, die empfindlich auf Erwärmung reagieren, besonders berücksichtigt werden. Dies sind zum Beispiel der Hypothalamus oder die nur schwach durchblutete Linse des Auges.

Für die gleichmäßige Belastung des ganzen Körpers erwartet man keine gesundheitlich schädlichen Effekte, wenn der Temperaturanstieg 1°C nicht überschreitet. Bei Kindern oder Erwachsenen mit beeinträchtigtem Kreislauf sollte sie nicht über $0,5^{\circ}\text{C}$ ansteigen. Im Hinblick auf lokal beschränkte Erwärmung scheint die Annahme vernünftig, daß sich schädliche Effekte vermeiden lassen, wenn die Temperaturen im Kopf 38°C , im Rumpf 39°C und in den Gliedmaßen 40°C nicht überschreiten.

In Anhang A sind die thermischen Eigenschaften der Gewebe des Kopfes aufgeführt. Bei den Literaturangaben der thermischen Parameter einzelner Gewebe finden sich jedoch gewisse Unsicherheiten, die in [Schmid et al., 2006, Schmid et al., 2005] aufgeführt und besprochen werden. Weiterhin müssen die Schwankungen der thermischen Parameter mit der Temperatur berücksichtigt werden. Die Literaturangaben hierzu sind im allgemeinen nicht ausreichend. Grundlagen finden sich in [Duck, 1990] und werden im Folgenden zusammengefaßt.

Ein Anstieg der Gewebetemperatur führt ebenfalls zu einem Anstieg der thermischen Leitfähigkeit. Die Rate des Anstieges im Bereich zwischen $3\text{--}45^{\circ}\text{C}$ ist nach [Duck, 1990] jedoch weniger als $1\%/K$. Ähnliche Ergebnisse werden in einer kürzlich erschienenen Arbeit vorgestellt [Bhattacharya and Mahajan, 2003]. Dort wurde gezeigt, daß die thermische Leitfähigkeit von Tiergewebe (Kollagen von Schafen, Lebergewebe von Kühen) bei *in vitro*-Messungen bei Temperaturen zwischen 37°C und 40°C um nicht mehr als 10% schwankt. Die spezifische Wärmekapazität von Geweben mit hohem Wassergehalt ändert sich stark bei Temperaturen unter dem Gefrierpunkt von Wasser, da dieser für Gewebe auf Grund des Gehaltes von freiem und gebundenem Wasser unterschiedlich ist. Bei höheren Temperaturen sind die Änderungen der spezifischen Wärmekapazität geringer [Duck, 1990]. Die Wärmekapazität von Fett folgt einem komplizierten Zusammenhang von Fettsäuregehalt und -zusammensetzung und der Temperatur. Lipide können entweder als Gel oder als Flüssigkristall vorkommen. Der Übergang zwischen diesen beiden Phasen ist nur unter äußerster Reinheit diskontinuierlich. Im Allgemeinen koexistieren die beiden Phasen jedoch, und der Phasenübergang erstreckt sich über ein breites Temperaturband. In [Duck, 1990] wird eine empirische Formel für diesen Übergang angegeben, deren Unsicherheit auf Grund fehlender Parameter aber sehr hoch ist.

7.2 Durchblutung

Die Durchblutung des Gewebes geht als Parameter direkt in das Modell zur Simulation der Erwärmung ein (z. B. Pennes Modell, [Pennes, 1948]) und bestimmt auf indirektem Wege andere Parameter wie zum Beispiel k_{eff} [Weinbaum and Jiji, 1985] im vereinfachten Modell nach Weinbaum-Jiji. Es ist bekannt, daß die Durchblutung des Gewebes durch die Temperatur beeinflusst wird, da sie zur Thermoregulation beiträgt. Insbesondere in der Haut wird die Durchblutung durch einen komplexen Mechanismus gesteuert, der nicht nur von der lokalen Temperatur abhängt [Charkoudian, 2003, Wallin, 1990]. Im folgenden werden einige Modelle zur Berechnung der Durchblutung vorgestellt und besprochen.

7.2.1 Modelle für sämtliche Gewebe

In ihrer Untersuchung zur Erwärmung des Beines wurde in [Hoque and Gandhi, 1988] folgendes Modell zur Berechnung der Durchblutung der körperinneren Gewebe verwendet:

$$Q_{dilat} = B_f \quad \text{for } T \leq 39^\circ\text{C} \quad (2)$$

$$Q_{dilat} = B_f(1 + 0.8(T - 39^\circ\text{C})) \quad \text{for } 39^\circ\text{C} < T < 44^\circ\text{C} \quad (3)$$

$$Q_{dilat} = 5B_f \quad \text{for } T \geq 44^\circ\text{C} \quad (4)$$

Hier sind Q_{dilat} die durch die Thermoregulation erhöhte Durchblutung und B_f die Basaldurchblutung.

Im Ganzkörpermodell von [Fiala and Lomas, 1999] wird angenommen, daß die Durchblutung linear von der Änderung des lokalen Stoffwechsels abhängt. Der erhöhte Sauerstoffverbrauch wird zur Berechnung des Parameters β [$\text{W m}^{-3} \text{K}^{-1}$] der Durchblutung als Funktion des Stoffwechsels q_m berücksichtigt:

$$\Delta\beta = \mu_{bl} \Delta q_m \quad (5)$$

mit $\mu_{bl} = 0,932\text{K}^{-1}$. Dieses Modell ist nichtlinear, da die Stoffwechselrate exponentiell mit der Temperatur ansteigt.

Ein stark nichtlineares Modell mit sigmoidem Verhalten wurde in [Oguchi et al., 1992] zur Modellierung der Durchblutung in normalem Gewebe verwendet.

$$F_n = 1 + \alpha(T - 37)^4 \quad \text{for } 37^\circ\text{C} \leq T \leq 45^\circ\text{C} \quad (6)$$

$$F_n = 1/(1 + d(T - 27)^2) \quad \text{for } T < 37^\circ\text{C} \quad (7)$$

mit $\alpha = 1,87 \cdot 10^{-3}$ and $d = 6,94 \cdot 10^{-3}$.

7.2.2 Modelle für unterschiedliche Gewebe

In einer Arbeit zur Bestrahlung des Beins [Wainwright, 2003] wird zwischen der Durchblutung der Haut, der Muskeln und des Fettgewebes unterschieden. In dem Modell, das für die Haut verwendet wird, wird angenommen, daß sich der Gleichgewichtswert der Durchblutung bei einem Temperaturanstieg von $4,5^\circ$ jeweils verdoppelt und daß die momentane Durchblutung diesen Wert exponentiell mit einer Zeitkonstante von 12 Minuten anstrebt. Dieses Modell kann durch eine Differentialgleichung dargestellt werden :

$$\frac{\delta q}{\delta t} = \frac{w_0}{\tau_{Blut}} e^{\alpha(T-T_0)} - w \quad (8)$$

mit τ_{Blut} als Zeitkonstante, w_0 als Basaldurchblutung, T_0 als Basaltemperatur und $\alpha = \ln\frac{4}{9} \text{C}$. Die Durchblutung von Muskel- und Fettgewebe werden durch die in [Lang et al., 1999b] gegebenen Gleichungen bestimmt:

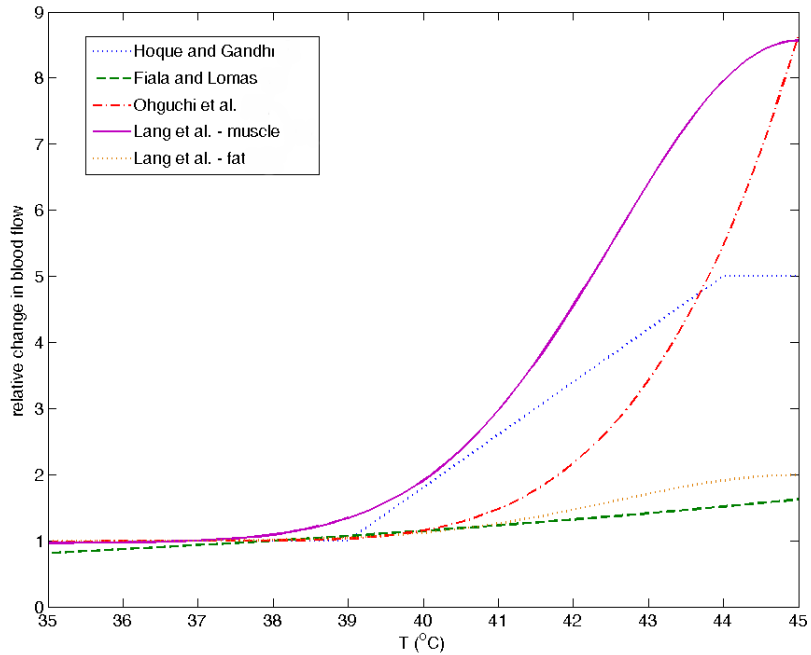


Abbildung 11: Temperaturabhängigkeit der Durchblutung nach verschiedenen Modellen

$$w_{Muskel} = 0,45 + 3,55e^{-(T-45)^2/12} \text{ for } T \leq 45^\circ\text{C} \quad (9)$$

$$w_{Muskel} = 4 \text{ for } T > 45^\circ\text{C} \quad (10)$$

und

$$w_{Fett} = 0,36 + 0,36e^{-(T-45)^2/12} \text{ for } T \leq 45^\circ\text{C} \quad (11)$$

$$w_{Fett} = 0,72 \text{ for } T > 45^\circ\text{C} \quad (12)$$

Abbildung 11 zeigt die Veränderung der Durchblutung nach den besprochenen Modellen unter Annahme einer Basaltemperatur von 37°C .

7.3 Stoffwechselbedingte Wärmeerzeugung

Der Anstieg der Gewebetemperatur führt zu einem Anstieg des basalen Stoffwechsels auf Grund der durch die höhere Temperatur beschleunigten biochemischen Reaktionen. Dieser örtlich beschränkte Regulierungseffekt ist auf den van't Hoff Q_{10} -Effekt (Empfindlichkeit = 2) zurückzuführen [Fiala and Lomas, 1999, Bernardi et al., 2003]:

$$\Delta q_m = q_{m_0} (2^{(T-T_0)/10} - 1) \quad (13)$$

7.4 Wärmeaustausch mit der Umgebung

An der Körperoberfläche wird Wärme durch Konvektion q_c mit der Umgebungsluft ausgetauscht. Die oberflächenabhängige Abstrahlung q_R , die Einstrahlung von Quellen mit hoher Temperatur

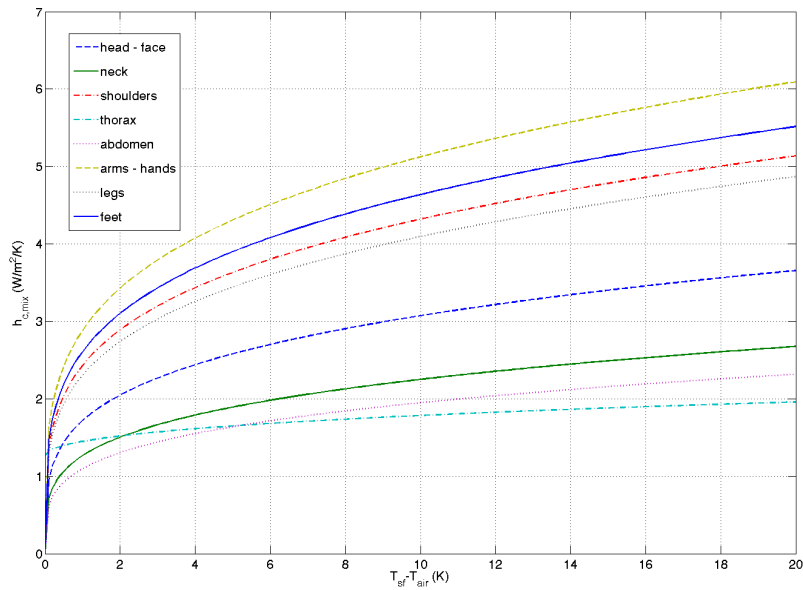


Abbildung 12: Konvektiver Wärmetransferkoeffizient verschiedener Körperregionen als Funktion der Temperaturdifferenz zwischen Hautoberfläche und Umgebung

q_{sR} und die Verdampfung von Feuchtigkeit auf der Haut q_e tragen ebenfalls zum Wärmeaustausch bei. Das Ausmaß des Wärmeaustauschs ändert sich stark über den Körper und wird selbstverständlich stark von der Kleidung beeinflusst. Im Allgemeinen läßt sich der Nettowärme- fluß durch die Körperoberfläche durch die Summe der oben aufgeführten Beiträge bestimmen:

$$q_{sk} = q_c + q_R - q_{sR} + q_e \quad (14)$$

In den Folgenden Abschnitten werden die Terme dieser Gleichung ausführlich besprochen. Der Beitrag der Wärmeleitung wird hier nicht berücksichtigt, da die thermische Leitfähigkeit der Luft mit $0,02684 \text{ W}/(\text{mK})$ bei 37° sehr niedrig ist.

7.4.1 Konvektion

Der Wärmeaustausch durch Konvektion q_c kann bei einer Hautoberflächentemperatur T_h und Umgebungstemperatur T_{Luft} durch Annahme eines kombinierten Koeffizienten $h_{c,mix}$ für freie und erzwungene Konvektion modelliert werden:

$$q_c = h_{c,mix}(T_h - T_{Luft}) \quad (15)$$

Der Konvektionskoeffizient $h_{c,mix}$ ist Funktion der Körperregion, des Temperaturunterschieds zwischen Haut und Luft und der effektiven Geschwindigkeit der Luft $v_{Luft_{eff}}$:

$$h_c = \sqrt{a_{nat}\sqrt{T_h - T_{Luft}} + a_{frc}v_{Luft_{eff}} + a_{mix}} \quad (16)$$

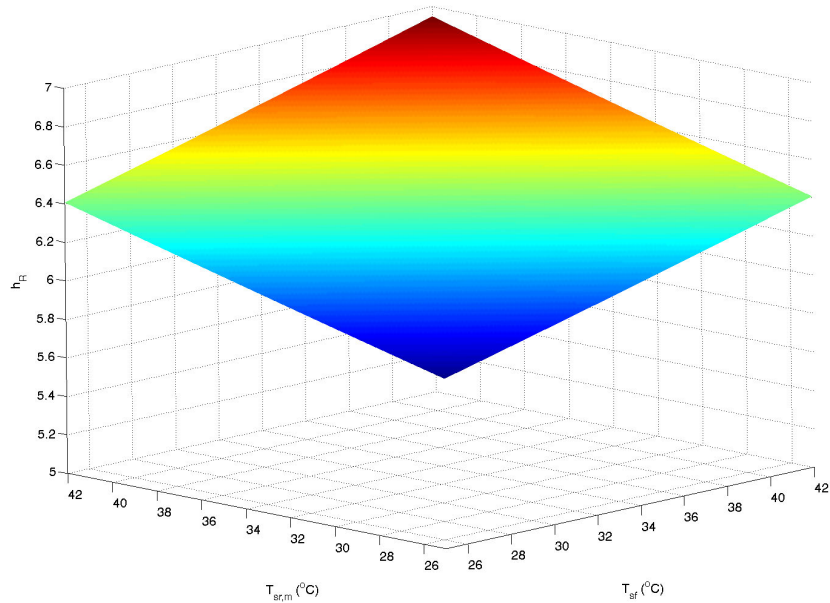


Abbildung 13: Wärmestrahlungskoeffizient als Funktion der Temperatur der Haut und der Umgebung

Die Grundlage für $h_{c,mix}$ sind meßtechnisch ermittelte Werte des lokalen Wärmeverlustes durch Konvektion. Für die Messungen wurde ein maßstabgetreues Phantom mit realistischer Temperaturverteilung auf der Haut verwendet. Die Koeffizienten a_{nat} , a_{frc} und a_{mix} können durch Regressionsanalyse ermittelt werden (Tabelle 2 aus [Fiala and Lomas, 1999]).

Freie Konvektion kann angenommen werden, wenn $v_{Luft_{eff}} \leq 0,05$ m/s. In diesem Fall kann der Term $a_{frc} v_{Luft_{eff}} + a_{mix}$ vernachlässigt werden, und es bestimmen lediglich a_{nat} und der Temperaturunterschied zwischen Haut und Umgebung den Wärmetransferkoeffizienten der Konvektion. In Abbildung 12 ist der Wärmetransferkoeffizient für freie Konvektion für verschiedene Körperregionen dargestellt. In den meisten Fällen variiert er um etwa 50 %, wenn der Temperaturunterschied zwischen Haut und Umgebung im Bereich von 2 K - 10 K schwankt. Lediglich beim Thorax beträgt die Variation in diesem Falle nur etwa 18 %.

Falls die Umgebungstemperatur über die Temperatur der Hautoberfläche ansteigt, findet keine freie Konvektion mehr statt, und der Körper nimmt Wärmeenergie aus der Umgebung auf. Ebenso kann durch einen Luftstrom, dessen Temperatur über der des Körpers liegt, konvektive Erwärmung auftreten. Wärmetransferkoeffizienten für diese Fälle finden sich in [de Dear et al., 1997].

7.4.2 Wärmestrahlung

In unsymmetrischen Umgebungen wird der Wärmeaustausch durch Strahlung q_R eines Körperteils durch die Summe der einzelnen Beiträge zum Wärmeaustausch und der Umwelt (Oberflächentemperatur von Wänden, Fenstern usw.) bestimmt. Daher ist zur genauen Bestimmung von q_R die Berechnung von Sichtfaktoren notwendig, die den Einfluß der Geometrie auf den Wärmeaustausch mit der Umgebung beschreiben. Die Simulation dieser Sichtfaktoren ist jedoch sehr aufwendig. In der Regel wird daher das Konzept der richtungsabhängigen Durchschnittstemperatur angewendet, wobei entweder die mittlere Temperatur der Oberflächen der Umgebung T_{sr_m} oder die mittlere Strahlungstemperatur (MST) benutzt werden kann. Der Wert von T_{sr_m} kann als Temperatur einer die Haut einhüllenden Struktur angenommen werden, der denselben Wär-

meaustausch erzeugt wie die unsymmetrische Umgebung. Die Definition der MST ist ähnlich. Verwendet man T_{sr_m} und führt den (ortsabhängigen) Wärmestrahlungskoeffizienten h_R in das Gesetz von Stefan-Boltzmann ein, kann der Wärmeaustausch durch

$$q_R = h_R(T_{sf} - T_{sr_m}) \quad (17)$$

berechnet werden, wobei

$$h_R = \sigma \epsilon_{sf} \epsilon_{sr} \psi_{sf-sr} (T_{sf}^{*2} - T_{sr_m}^{*2}) (T_{sf}^* - T_{sr_m}^*) \quad (18)$$

ist. σ ist die Stefan-Boltzmann Konstante, ϵ_{sr} und ϵ_{sf} sind die Emissionskoeffizienten der Oberflächen des Körpers und der Umgebung. ψ_{sf-sr} ist der Sichtfaktor, und T_{sf}^* und $T_{sr_m}^*$ sind die mittleren Temperaturen der Oberflächen des Körpers und der Umgebung, die von der entsprechenden Körperregion gesehen werden. Das Emissionsvermögen der Körperteile und -regionen hängt stark vom den Körper bedeckenden Material ab. Die Werte von Haut und Haar werden in [Fiala and Lomas, 1999] mit 0,99 bzw. 0,80 angegeben. In [Taurisano and Vorst, 2000] wird ein Wert von 0,98 für Haut gemessen. Kleidung hat in der Regel einen Wert in der Größenordnung von 0,95. Das Emissionsvermögen der Umgebung ϵ_{sr} beträgt in Innenräumen typischerweise etwa 0,93.

Eine weitere Möglichkeit zur Linearisierung des Wärmeaustauschs durch Strahlung wird in [Bligh and Johnson, 1973] vorgeschlagen. Dieser kann für kleine Werte von $2(T_{sf} - T_{sr_m}) / (T_{sf} + T_{sr_m})$ angenommen werden. Der lineare Strahlungstransferkoeffizient läßt sich dann als

$$h_R = 4\sigma T^3 \quad (19)$$

schreiben. Nach Abbildung 13 ändert er sich im Temperaturbereich zwischen 25°C und 42°C (Haut- und Umgebungstemperatur) um weniger als 20 %.

Die Bestrahlung des Körpers durch äußere Quellen hoher Temperatur (z. B. durch die Sonne) kann durch den Term q_{sR} berücksichtigt werden, der das Maß für die Wärmemenge darstellt, die durch die Haut aufgenommen wird. Dieser kann nach [Blum, 1945] durch

$$q_{sR} = S(1 - F) \quad (20)$$

berechnet werden. S ist hier die Leistungsdichte der Sonne (ca. 800 - 1100 W/m²), und F ist der Reflexionsfaktor der Haut, der je nach Hautfarbe zwischen 0,16 und 0,43 angenommen werden kann.

7.4.3 Isolierung durch Kleidung

Da Kleidung eine wesentliche Rolle für die Wärmeregulierung des Menschen darstellt, wurde beträchtlicher Aufwand in die Erforschung der Modellierung entsprechender Mechanismen betrieben. Dennoch finden sich in der einschlägigen Literatur nur allgemeine Parameter für Kleidung. Diese sind die intrinsische Isolation durch Kleidung I_{cl} , der Oberflächenfaktor f_{cl} und ein Index für die Durchlässigkeit von Feuchtigkeit i_{cl} . Diese geben zwar nicht die tatsächlichen isolierenden Eigenschaften verschiedener Kleidungsstücke an, können aber einen den gesamten Körper bedeckenden Ersatzstoff beschreiben. Daher müssen die benötigten lokalen Isolationskoeffizienten I_{cl} , f_{cl} und i_{cl} aus Meßdaten für verschiedene Kleidungsstücke unter Berücksichtigung des Verdampfungswiderstandes R_f errechnet werden. Diese Werte schließen dadurch auch die Isolation durch die Luftschicht zwischen der Haut und der Kleidung mit ein.

Der ortsabhängige effektive Wärmetransferkoeffizient U_{cl}^* mehrerer Kleidungs- oder Stoffschichten kann mittels

$$U_{cl}^* = \frac{1}{1/(f_{cl}^*(h_{c,mix} + h_R)) + \sum I_{cl_j}^*} \quad (21)$$

berechnet werden. $I_{cl_j}^*$ ist der lokale Wärmewiderstand der Schicht mit dem Index j , f_{cl}^* ist der Oberflächenfaktor der äußeren Kleidungsschicht, und $h_{c,mix}$ und h_R sind die eigentlichen Konvektions- und Strahlungskoeffizienten. Der entsprechende Verdampfungskoeffizient $U_{e,cl}^*$ berechnet sich aus dem lokalen Wert von I_{cl} und i_{cl} der einzelnen Kleidungsschichten, f_{cl} der äußeren Kleidungsschicht, dem Konvektionskoeffizienten $h_{c,mix}$ und der Lewis-Konstante für Luft $L_{Luft}=0,0165$ K/Pa:

$$U_{e,cl}^* = \frac{L_{Luft}}{1/(f_{cl}^* h_{c,mix}) + \sum I_{cl_j}^*/i_{cl_j}^*} \quad (22)$$

In der einschlägigen Literatur sind jedoch keine Daten zu einzelnen Stoffen bzw. Kleidungsstücken angegeben. Simulationsergebnisse finden sich aber in [Fiala and Lomas, 1999]. Dennoch ist aus den aufgeführten Gleichungen ersichtlich, auf welche Weise Bekleidung lokale Konvektion durch Verringerung des Wärmetransfer- und des Verdampfungskoeffizienten bewirkt.

7.4.4 Verdampfung

Der Energiefluß durch ein Teilstück der Haut der Fläche A_{sk} ist durch

$$U_{e,cl}^*(P_{sk} - P_{air}) = \lambda_{H_2O}/A_{sk} \frac{dm_{sw}}{dt} + (P_{sk,sat} - P_{sk})/R_{e,sk} \quad (23)$$

gegeben. Die linke Seite dieser Gleichung stellt den Nettoenergie transfer durch das Verdampfungspotential zwischen Haut und Luft dar. P_{sk} ist der Dampfdruck des Wassers an der Hautoberfläche, P_{air} ist der Dampfdruck der Umgebungsluft, und $U_{e,cl}^*$ der resultierende Verdampfungskoeffizient der die Haut bedeckenden Kleidung. Der erste Term der rechten Seite der Gleichung berücksichtigt die Verdampfung von Schweiß auf der Hautoberfläche, wobei λ_{H_2O} die Verdampfungswärme des Wassers und $\frac{dm_{sw}}{dt}$ die Rate der Schweißproduktion der Fläche A_{sk} ist. Der letzte Term der Gleichung beschreibt den Wärmetransport durch die Diffusion der Feuchtigkeit durch die Haut mit $P_{sk,sat}$ als Sättigungsdampfdruck der äußeren Hautschicht, auf der sich stets eine Feuchtigkeitsschicht befindet. Daher kann man dort den Sättigungsdampfdruck annehmen, der in Abhängigkeit von der Temperatur der Haut T_{sk} als

$$P_{sk,sat} = 100 e^{19-4030(T_{sk}+235)} \quad (24)$$

berechnet werden kann. Die Durchlässigkeit der Haut für Feuchtigkeit $1/R_{e,sk} = 0,003$ W/(m² Pa). Feuchtigkeit wird angesammelt, wenn P_{sk} den Sättigungsdampfdruck des Wassers $P_{sk,sat}$ übersteigt. Ein weiteres Modell zur Berechnung des Sättigungsdampfdrucks (in mmHg) wird in [Atkins and Thompson, 2000] vorgeschlagen:

$$P_{sk,sat} = 1,92 T_{sk} - 25,3 \quad \text{for } 27^\circ\text{C} \leq T \leq 37^\circ\text{C} \quad (25)$$

Im relevanten Temperaturbereich unterscheiden sich die beiden Gleichungen nur unwesentlich (Abbildung 14).

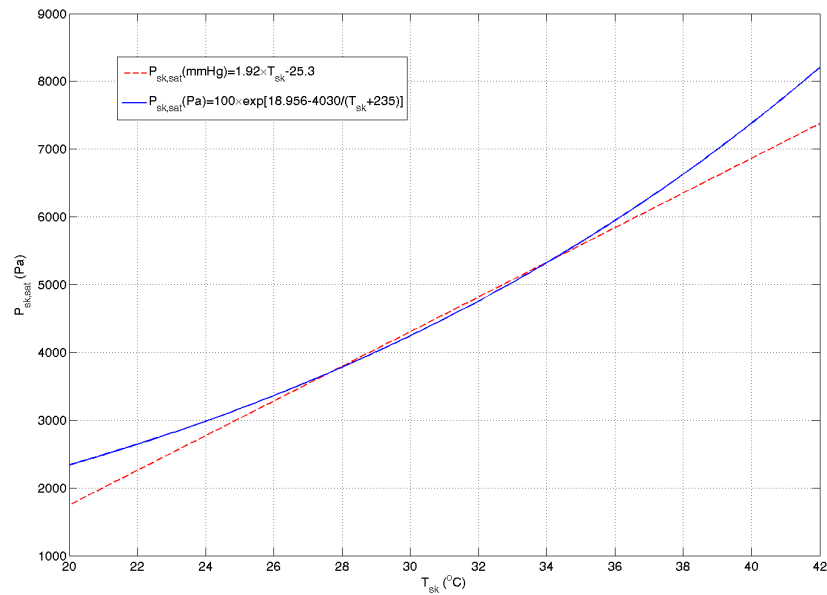


Abbildung 14: Temperaturabhängigkeit des Sättigungsdampfdrucks der Haut

Zur Bestimmung der Wärmeverluste durch Verdampfung muß zusätzlich der Dampfdruck der Haut P_{sk} bestimmt werden. Hierfür kann man die maximale Verdampfungskapazität der Umgebung bestimmen:

$$E_{max} = f_{pcl} h_e (P_{sk} - P_{air}) \quad (26)$$

f_{pcl} ist der Durchdringungsfaktor der Kleidung, der einen Maximalwert von 1 erreichen kann. h_e ist der Transferkoeffizient der Verdampfungswärme, und $P_{sk,sat}$ kann hier an Stelle von P_{sk} verwendet werden. Ein einfacher Zusammenhang zwischen h_e und dem konvektiven Wärmetransferkoeffizienten h_c wird durch die Lewis-Relation gegeben:

$$h_e = 16,5 h_c \quad (27)$$

Werte für den Ganzkörperverdampfungswärmeoeffizienten wurden in [Candas et al., 1979] bei maximaler Hautfeuchtigkeit, d. h. bei maximaler Kühlung durch Verdampfung, gemessen. Um die maximale Verdampfungskapazität der Umgebung zu berechnen, muß der Dampfdruck der Umgebungsluft P_{air} bestimmt werden. Dieser hängt von der relativen Luftfeuchtigkeit RH folgendermaßen ab:

$$RH = P_{air} / P_{air,sat} \quad (28)$$

$P_{air,sat}$ ist der Sättigungsdampfdruck:

$$P_{air,sat} = e^{77,345 + 0,0057 T_{air} - 7235 / T_{air}} / T_{air}^{8,2} \quad (29)$$

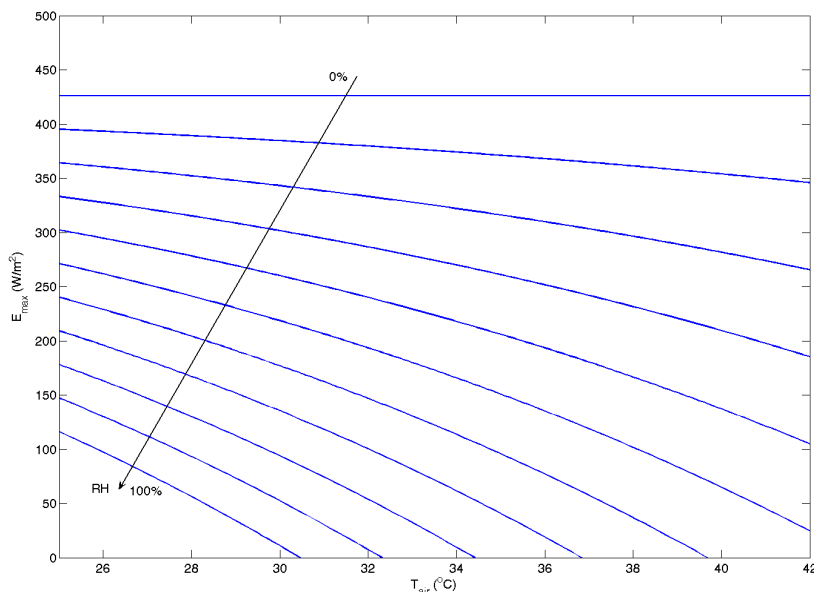


Abbildung 15: Maximale Verdampfungskapazität der Umgebung der Haut

Nimmt man $h_c = 6 \text{ W}/(\text{m}^2 \text{ K})$ und $T_{sk} = 30^\circ\text{C}$ an, kann man die maximale Verdampfungskapazität als Funktion der Umgebungstemperatur und der relativen Luftfeuchtigkeit RH dargestellt werden (Abbildung 15).

Ein weiteres Modell zur Beschreibung der Verdampfung wird in [Deng and Liu, 2004] vorgestellt. Hier werden die Verluste durch die Verdampfung durch

$$q_e = (3,054 + 16,7 h_c W_{rsw}) (P_{sk,sat} - P_{air}) \quad (30)$$

gegeben, wobei W_{rsw} die Feuchtigkeit der Haut ($0 \leq W_{rsw} \leq 1$) ist.

8 Studien zur Absorption elektromagnetischer Strahlung in Köpfen von Kindern

8.1 Generische Modelle des Kopfes

Obwohl mittlerweile verschiedene anatomische Modelle von Kinderköpfen zur Verfügung stehen (Abschnitt 6) und die Rechenleistung moderner Computer zur Simulation dieser Modelle mit Auflösungen im Submillimeterbereich ausreichend ist, verwenden verschiedene kürzlich erschienene Studien geschichtete Kugeln als generische Modelle des Kopfes. Diese Modelle kann man zwar nur als sehr rudimentären Ansatz betrachten, dennoch reproduzieren sie die in Abschnitt 3 beschriebenen Mechanismen und Effekte. Außerdem lassen sie sich mit analytischen oder halb-analytischen Methoden behandeln. Daher sind sie von den üblichen numerischen Unsicherheiten der FDTD-Methode (z. B. durch Staircasing oder ungenügende Diskretisierung) nicht betroffen [Burkhardt, 1999]. Die Autoren von [Nikita et al., 2000, Anderson, 2003, Moneda et al., 2003] benutzen solche halbanalytische Methoden, um die SAR in einer geschichteten Kugel im Nahfeld von Dipolantennen zu berechnen. In [Anderson, 2003] wird die Abhängigkeit der Absorption von der Größe des Kopfes mittels geschichteter Kugeln untersucht. Von einem Anstieg der SAR

bei kleineren Kugeln wird zwar berichtet, dieser kann jedoch durch den Abstand zwischen Antenne und Gewebe erklärt werden, der zusammen mit dem Durchmesser der Kugeln herunterskaliert wurde.

Trotzdem lassen sich generische Modelle des menschlichen Körpers oder Kopfes zur Charakterisierung des Absorptionsverhaltens oder zur Analyse von Grenzfällen und der Unsicherheit verwenden [Christ et al., 2006b, Samaras et al., 2006]. In jedem Falle ist jedoch eine Validierung mittels geeigneter anatomischer Modelle erforderlich.

8.2 Studien mit skalierten anatomischen Modellen

Die meisten älteren dosimetrischen Studien zur Bestimmung der SAR in Kinderköpfen verwenden skalierte anatomische Modelle von Köpfen Erwachsener. Tabelle 3 gibt eine Übersicht der in diesem und den folgenden Abschnitten besprochenen Studien und die verwendeten Kopfmodelle. Verschiedene HF-Quellen wie z. B. Dipolantennen oder generische Telefone mit Monopol- oder Helixantennen aber auch realistische Telefonmodelle, die mittels CAD-Daten entwickelt wurden, werden verwendet. In allen Studien wird die FDTD-Methode zur Berechnung der Belastung benutzt.

Dimbylow [Dimbylow, 1993] diskutiert die SAR im menschlichen Kopf bei Belastung durch eine Dipolantenne in geringem Abstand. Die Studie berichtet von einem deutlichen Anstieg der Absorption im Auge des Kindermodells bei Abständen bis zu 10 mm (3 dB bei 1900 MHz). Die für das Erwachsenenmodell verwendete Gitterauflösung von 3,17 mm erscheint jedoch zu grob, um alle anatomischen Details korrekt wiederzugeben. In einer späteren Untersuchung desselben Autors [Dimbylow and Mann, 1994] wird ein generisches Mobiltelefon bei Abständen zum Auge bzw. zum Ohr zwischen 14 mm und 50 mm verwendet. Die Auflösung des Gitters in dieser Studie beträgt nur noch 2 mm. Die Belastung bei Erwachsenen und Kindern wird bei 900 MHz und 1800 MHz und 20 mm Abstand verglichen. Die Ergebnisse für Kinder und Erwachsene sind vergleichbar mit Tendenz zu niedrigerer Belastung des Kindermodells.

Von einem deutlichen Anstieg der SAR in Köpfen von Kindern berichtete [Gandhi et al., 1996]. In dieser Studie wurden skalierte anatomische Modelle einer Belastung durch $\lambda/2$ -Dipole und generischen Mobiltelefonen mit Monopol- und Helixantennen bei 835 MHz und 1900 MHz ausgesetzt. Ein aus MRI-Aufnahmen entwickeltes Modell des Kopfes eines männlichen Erwachsenen wurde herunterskaliert, so daß seine Größe der des Kopfes eines 10-jährigen und 5-jährigen Kindes entspricht. Die Höhen wurde mit einem Faktor von 0,782 für das 10-jährige und von 0,635 für das 5-jährige Kind skaliert. Diese Faktoren basieren auf den mittleren Körpergrößen von Kindern in diesem Alter. Für die horizontale Skalierung wurden Faktoren von 0,805 (10 Jahre) und 0,693 (5 Jahre) verwendet, welche die durchschnittlichen Körpermassen von Kindern berücksichtigen. In den Simulationen wurden die Modelle durch Reduzieren der Zellgröße des FDTD-Gitters verkleinert. Die Veröffentlichung enthält jedoch keine Details über die Positionierung der Antenne oder des Telefones gegenüber dem Kopf. Es bleibt daher offen, in wie weit der Abstand zwischen Strahlungsquelle und Gewebe durch die Veränderung der Zellgröße beeinflusst wird.¹ Die Autoren berichten von einem konstanten Anstieg der SAR, wenn die Größe des Kopfes reduziert wird. Bei 835 MHz wurden für das 5-jährige Kind ein Anstieg des "Peak 1-Voxel SARs" von 5 dB und für das über 1 g gemittelte SAR ein Anstieg von 1,8 dB gefunden. Bei 1900 MHz verändern sich die Werte für kleinere Köpfe nicht deutlich. Außerdem berichten die Autoren von einer erhöhten Eindringtiefe der Felder in kleineren Köpfen. Für das über das Gehirn gemittelte SAR wird ein um das 2,2-Fache höherer Wert für das 10-jährige Kind und ein um das 3,3-Fache höherer Wert für das 5-jährige Kind angegeben. Diese Ergebnisse widersprechen jedoch denen zahlreicher anderer Studien, die in Tabelle 3 aufgeführt sind. In [Schönborn et al., 1998] und

¹Für geringe Verschiebungen des Telefons in einer Ebene parallel zum Ohr wurden bei stark inhomogenen anatomischen Modellen Unterschiede von mehr als 3 dB gemessen [Burkhardt and Kuster, 2000].

[Schönborn, 2000] findet sich eine detaillierte Analyse der Studie von [Gandhi et al., 1996], die im folgenden kurz zusammengefaßt wird:

- Die Maße der skalierten Kinderköpfe entsprechen eher denen eines Neugeborenen als denen eines 5- oder 10-jährigen Kindes [Prader et al., 1988].
- Der beobachtete Anstieg der Eindringtiefe muß wahrscheinlich relativ zur Größe des Kopfes betrachtet werden. Ein physikalischer Zusammenhang der absoluten Eindringtiefe und der Größe des Kopfes läßt sich nicht begründen.
- Die höheren Werte für das über das gesamte Gehirn gemittelte SAR entsprechen praktisch genau dem Volumen, um das das Gehirn skaliert wurde (Faktoren von 2,0 und 3,3).
- Die höheren Werte für die Peak Spatial Average SAR bei 835 MHz könnten durch Veränderungen in der Positionierung der Quelle erklärt werden, die sich durch die kleinere Gitterschrittweite und die geringere Dicke der Ohrmuschel ergeben. Die Beobachtungen bei 835 MHz sind nicht im Einklang mit den Ergebnissen bei 1900 MHz.

In einer späteren Studie derselben Gruppe [Gandhi and Kang, 2002] wurden zwei verschiedene anatomische Kopfmodelle männlicher Erwachsener um einen Faktor von +11.1% und -9.1% skaliert, um den vormals beschriebenen Zusammenhang zwischen Größe und Absorption zu bestätigen. Die Faktoren wurden so gewählt, daß der Abstand und die Abmessungen der Strahlungsquelle (generische Telefone) als ganzzahlige Vielfache der Gitterschrittweite in allen Simulationen konstant gehalten werden konnte. Die Dicke der Ohrmuschel beider Kopfmodelle betrug 10 mm. Diese wurde ebenfalls um die entsprechenden Faktoren skaliert. Die Spatial Peak Average SAR wurde nach [ANSI/IEEE, 2001] für Hirngewebe und für Kopfgewebe unter Ausschluß der Ohrmuschel ermittelt. Die Ergebnisse zeigen bei abnehmender Größe des Kopfes einen stetigen Anstieg des 1 g SARs. Unterschiede bis zu 0,75 dB für Kopfgewebe und 1,8 dB für Hirngewebe wurden zwischen dem kleinsten und dem grössten Kopfmodell bei 835 MHz beobachtet. Bei 1900 MHz erhöhen sich diese Unterschiede auf 1,8 dB für Kopfgewebe und 3,4 dB für Hirngewebe. Die Autoren erklären den Anstieg der SAR mit “der reduzierten Dicke der Ohrmuschel und der Größe des Kopfes...”. Das bedeutet, daß die Entfernung des Telefons vom Kopf trotz des konstanten “Abstandes von 20 mm zwischen Antenne, der durch 9, 10 und 11 Zellen vom Ohr bis zur Antenne modelliert wurde,” auf Grund der Skalierung der Ohrmuschel um etwa $\pm 10\%$ im Falle des kleinsten Kopfes um etwa 2 mm niedriger war als beim größten verwendeten Kopf. Der zusätzliche Anstieg des 1 g SARs im Gehirn kann wahrscheinlich durch den dünneren Schädelknochen des kleineren Kopfmodells erklärt werden, da dadurch der Abstand zwischen Gehirn und Antenne weiter reduziert wird. Die Autoren halten ihre Behauptung aufrecht, daß die absorbierte Energie bei kleineren Köpfen tiefer in das Gehirn eindringe. Die in der Veröffentlichung vorgestellten Ergebnisse belegen dies aber allenfalls, wenn man die Eindringtiefe im Verhältnis zur Größe des Kopfes betrachtet.

In einer Studie aus dem Jahr 2002 [Guy et al., 2002] wurde versucht, die Ergebnisse aus [Gandhi et al., 1996] zu reproduzieren. Dieselben Faktoren wurden verwendet, um ein anatomisches Kopfmodell auf die Größe des Kopfes eines Fünf- und eines Zehnjährigen zu skalieren. Ein generisches Modell eines Mobiltelefons mit Monopolantenne wurde direkt an die Ohrmuschel gesetzt. Die Simulationen ergaben keine durch die Größe der Köpfe bedingten Unterschiede der 1 g Peak Spatial Average SAR und der Eindringtiefe.

In einer anderen Studie [Lee and Pack, 2002, Lee et al., 2002] wurde die Peak Spatial Average SAR für skalierte Kopfmodelle berechnet, die von MR-Aufnahmen eines koreanischen Erwachsenen stammen. Das Kopfmodell wurde mit verschiedenen Faktoren zwischen 0.9 und 1.1 skaliert und mit der Strahlung eines generischen Mobiltelefons bei 835 MHz und 1765 MHz belastet.

Die Ergebnisse wurden auf konstante Ausgangsleistung normalisiert. Das Gehäuse des Telefons berührte die Backe und war an der „Referenzebene“ [IEEE, 2003] ausgerichtet. Während in [Lee and Pack, 2002] die Ohrmuschel entfernt wurde, war sie in [Lee et al., 2002] durch dielektrisches Material ersetzt ($\epsilon_r = 4$). Der Abstand der Antenne zu der den Kopf berührenden Seite des Telefons war 18 mm bei 835 MHz und 20 mm bei 1765 MHz. Die Resultate zeigen keine signifikanten Tendenzen für einen Zusammenhang der 1 g oder 10 g Peak Spatial Average SAR mit der Kopfgröße. In allen Fällen befindet sich das SAR-Maximum in der Backe.

Martinez-Burdalo et al. [Martinez-Burdalo et al., 2004] berichten von einer Abnahme der 1 g und des 10 g Peak Spatial Average SAR für kleinere Kopfgrößen bei 900 MHz. In ihrer Studie verwenden sie skalierte Modelle (0.88 und 0.78) eines männlichen Erwachsenenkopfes, der mit einer Dipolantenne bei verschiedenen Abständen vom Ohr (10 mm - 50 mm) und konstanter Ausgangsleistung bestrahlt wird. Bei 900 MHz wird von einer Abnahme des maximalen SARs und der Peak Spatial Average SAR (bis zu 1.4 dB) für kleinere Köpfe bei einer Distanz von 22 mm vom Ohr berichtet. Bei 1800 MHz sind die Abweichungen kleiner, und es können keine klaren Tendenzen festgestellt werden. Dennoch schlußfolgern die Autoren der Studie, daß die SAR im Gehirn von Kindern höher sei, schreiben dies aber dem wegen der geringeren Stärke des Schädelknochens niedrigeren Abstand zwischen Gehirn und Antenne zu.

In [Hadjem et al., 2004] werden zwei generische Mobiltelefone verwendet, um den Kopf eines Erwachsenen und eines Kindes (um einen Faktor von 0,8 skaliertes Kopf des Erwachsenen) zu befehlen. Beide Telefone haben integrierte Patch-Antennen für das 900 MHz- und das 1800 MHz-Band. Die Autoren beobachten einen Anstieg von bis zu 2.2 dB für das 10 g SAR für Hirngewebe im skalierten Kopf. Für die SAR in anderen benachbarten Geweben (Haut, Knochen, zerebrospinale Flüssigkeit) treten keine deutlichen Unterschiede zwischen den beiden Kopfmodellen auf. Dies gilt auch für das über alle Kopfgewebe gemittelte SAR. Diese Studie wird in [Hadjem et al., 2005a] um weitere skalierte Kopfmodelle ergänzt. Bei der Skalierung dieser Modelle wurden die unterschiedlichen Proportionen des Kopfes während der Entwicklungsjahre vom Kind zum Erwachsenen berücksichtigt. Die mit diesen Modellen erhaltenen Ergebnisse bestätigen die Schlußfolgerungen der ursprünglichen Studie.

Eine Erweiterung der Arbeit von [Guy et al., 2002] findet sich in [Bit-Babik et al., 2005]. Zusätzlich zur einfachen Skalierung des erwachsenen Kopfmodells wird die Absorption in proportional skalierten Modellen untersucht, die bereits in [Wang and Fujiwara, 2003] verwendet wurden. Die bereits in zahlreichen vorhergehenden Studien nicht bestätigte Hypothese, daß eine geringere Kopfgröße zu höherer Eindringtiefe im Gewebe führe [Gandhi et al., 1996], wird hier ebenfalls durch Messung der SAR in kugelförmigen Phantomen verschiedenen Durchmessers widerlegt. Die Ergebnisse dieser Studie, die mit den proportional skalierten Kopfmodellen erhalten wurden, zeigen jedoch deutliche Unterschiede zu den Werten der Originalpublikation [Wang and Fujiwara, 2003] (siehe Abschnitt 8.6). Ort und Betrag der Peak Spatial Average SAR weichen in vielen Fällen stark voneinander ab. Außerdem konnte der in [Wang and Fujiwara, 2003] vermutete Einfluß der Normalisierung auf Fußpunktstrom beziehungsweise Antennenleistung auf die Unterschiede der Ergebnisse von [Gandhi et al., 1996] und [Schönborn et al., 1998] nicht bestätigt werden. Die Unterschiede führen [Bit-Babik et al., 2005] auf verschiedene Implementationen des SAR-Mittelungsalgorithmus zurück. Der in dieser Studie verwendete Algorithmus entspricht der Definition in [IEEE, 2002].

Um den Einfluß verschiedener Implementationen der FDTD-Methode und des SAR-Mittelungsalgorithmus' sowie auch Unsicherheiten, die sich durch die Bedienung der Software durch verschiedene Benutzer ergeben, zu beurteilen, wurde von der amerikanischen Food and Drug Administration (FDA), Washington D. C., ein Ringvergleich durchgeführt [Beard et al., 2006]. In diesem Vergleich sollte die Peak Spatial Average SAR im SAM-Phantom (siehe [IEEE, 2003]) und in verschiedenen anatomischen Kopfmodellen bei Belastung durch ein generisches Telefon ermittelt werden. Für die Studie stand neben dem Kopfmodell eines Erwachsenen auch das in

[Wang and Fujiwara, 2003] verwendete proportional auf die Größe eines siebenjährigen Kindes skalierte Modell zur Verfügung. Das Telefon wurde in den beiden in [IEEE, 2003] beschriebenen Testpositionen („touch“ und „tilted“) bei 835 MHz und 1900 MHz betrieben, und die Absorption wurde auf die Ausgangsleistung und den Fußpunktstrom normiert. Vierzehn Forschungsgruppen nahmen an dem Ringvergleich teil. Die Standardabweichung der Ergebnisse lag bei 17 % für 835 MHz und bei 29 % bei 1900 MHz. Die Ursache für die Streuung liegt sehr wahrscheinlich an Unsicherheiten bei der aufwendigen Positionierung des Telefons an den Kopf, wie sie in [IEEE, 2003] beschrieben ist. Die Unterschiede zwischen der Peak Spatial Average SAR des Modells des Erwachsenen und der SAR des skalierten Kopfmodells sind gering. Eine Tendenz für das eine oder andere Kopfmodell läßt sich nicht feststellen.

8.3 Generische Untersuchungen mit anatomischen Modellen von Kinderköpfen

Um die Widersprüche zwischen dem in [Kuster and Balzano, 1992] beschriebenen Absorptionsmechanismus und den Ergebnissen von [Gandhi et al., 1996] zu klären, wurden in einer weiteren Studie [Schönborn et al., 1998] anatomische Kopfmodelle, die aus MR-Aufnahmen eines drei- und eines siebenjährigen Kindes entwickelt wurden, zur Analyse der Belastung durch elektromagnetische Felder verwendet. Die Ergebnisse wurden mit einem Kopfmodell eines Erwachsenen verglichen, das mit verschiedenen Faktoren (1,0, 0,93, 0,88, 0,67) auf die entsprechenden Altersklassen sowie auf die Größe eines neugeborenen skaliert wurde. Um Unsicherheiten bei der Modellierung der Antenne zu minimieren, wurde ein generischer Ansatz mit einer einfachen und gut definierten Quelle verwendet: Eine $0,45 \lambda$ -Dipolantenne wurde im Abstand von 15 mm zum nächsten Punkt des Kopfgewebes positioniert. Diese Antenne hat eine genau definierte Stromverteilung und erlaubt die exakte Bestimmung des Abstandes zum Kopf. Im Unterschied zum Modell eines Mobiltelefons vermindert dies die Unsicherheiten, die sich durch unterschiedliche Belastung des Senders durch die verschiedenen Köpfe ergeben. Jegliche Unterschiede der Absorption können deshalb eher den Veränderungen der Kopfgröße zugeschrieben werden als den Unsicherheiten der Modellierung der Quelle. Da die Energieabsorption in den Köpfen hauptsächlich durch induktive Kopplung erfolgt, wird ein fester Fußpunktstrom zur Normierung der SAR benutzt. Die meisten anderen Studien normalisieren ihre Resultate hingegen auf die Ausgangsleistung der Antenne (Tabelle 3).

In der Studie wurden keine von der Kopfgröße abhängigen Veränderungen der Spatial Peak Average SAR und der Eindringtiefe beobachtet. Im Hirngewebe nimmt die SAR in Kinderköpfen und den skalierten Kopfmodellen des Erwachsenen mit derselben Rate ab wie beim unskalierten Kopfmodell. Abschließend läßt sich daher sagen, daß die beobachteten Unterschiede der SAR-Verteilung und der Peak Spatial Average SAR klar innerhalb der Streuung liegen, die für verschiedene Kopfmodelle Erwachsener gefunden wurde (z. B., [Hombach et al., 1996, Meier et al., 1997]). Die Ergebnisse stimmen daher mit dem in Abschnitt 3 Absorptionsmechanismus überein.

In einer neueren Untersuchung [Keshvari and Lang, 2005] wurden die anatomischen Kinderkopfmodelle, die bereits in [Schönborn et al., 1998] verwendet worden waren, durch eine Dipolantenne in 20 mm Abstand befeldet und die Peak Spatial Average SAR mit dem zweier Erwachsener (männlich und weiblich) verglichen. Das SAR-Mittelungsvolumen wurde sowohl mit als auch unter Ausschluß der Ohrmuschel bestimmt. Zusätzlich wurde die SAR im Bereich der Augen bestimmt, wobei sich die Dipolantenne in einem Abstand von 40 mm vor dem Kopf befand. In allen Fällen wurde die SAR auf eine konstante Antennenleistung normiert. In allen untersuchten Konfigurationen streuen die Werte für das gemittelte SAR bei verschiedenen Kopfmodellen in der Größenordnung von ± 1 dB. Ein Zusammenhang zwischen einzelnen Kopfmodellen bzw. deren Größe und der SAR läßt sich jedoch nicht feststellen.

Referenz	Kopfmodelle	Altersabhängige Gewebeparameter	Antennentyp	Normalisierung	Ergebnis	Abschnitt
[Dimbylow, 1993]	skaliert um 0.7	nein	Dipol	Leistung	höherer SAR in den Augen von Kindern auf kurze Distanzen	8.2
[Dimbylow and Mann, 1994]	skaliert um 0.7	nein	Dipol, generisches Telefon mit Monopol	Leistung	keine charakteristischen Unterschiede	8.2
[Gandhi et al., 1996]	skaliert auf 5 Jahre und 10 Jahre (siehe Text)	nein	generisches Telefon mit Monopol	Leistung	Klare Erhöhung für kleinere Köpfe	8.2
[Schönborn et al., 1998]	Erwachsene, Kinder, skalierte Erwachsene	nein	Dipol	Strom	keine charakteristischen Unterschiede	8.2, 8.6
[Gandhi and Kang, 2002]	skaliert um $\pm 10\%$	nein	generische Telefone mit Monopol und Helix	Leistung	klare Erhöhung für kleinere Köpfe	8.2
[Lee and Pack, 2002]	skaliertes anatomisches	nein	generisches Telefon mit Monopol	Leistung	keine charakteristischen Unterschiede	8.2
[Lee et al., 2002]	skaliertes generisches 0.8-1.2	nein	generisches Telefon mit Monopol	Leistung	keine charakteristischen Unterschiede	8.2
[Guy et al., 2002]	skaliert um 0.78 (10j) und 0.63 (5j)	nein	generisches Telefon mit Monopol	Leistung	keine charakteristischen Unterschiede	8.2
[Wang and Fujiwara, 2003]	proportional skaliert	nein	generisches Telefon, Dipol	Leistung, Strom	keine Aussage	8.2
[Martinez-Burdalo et al., 2004]	skaliert um 0.88 und 0.78	nein	Dipol	Leistung	keine charakteristischen Unterschiede	8.6
[Hadjem et al., 2004]	skaliert um 0.8	nein	generische Telefone mit dual-band Patch-Antennen	Leistung	keinen charakteristischen Unterschiede	8.2
[Hadjem et al., 2005a]	proportional skaliert	nein	generische Telefone mit dual-band Patch-Antennen	Leistung	keine charakteristischen Unterschiede	8.2
[Christ et al., 2005a]	Erwachsene und Kinder	nein	generische und echte Telefone, Monopol und Helix	Leistung	keine charakteristischen Unterschiede	8.4
[Kainz et al., 2005]	Erwachsene, Kinder, skalierte Erwachsene	nein	generisches Telefon mit Monopol	Leistung, Strom	keine charakteristischen Unterschiede	8.4
[Bit-Babik et al., 2005]	Erwachsene, skalierte und proportional skalierte Erw.	nein	generisches Telefon mit Monopolaantenne	Leistung	keine charakteristischen Unterschiede	8.6
[Koulouridis et al., 2005]	Erwachsene, skalierte Erwachsene	ja	generische Telefone mit Monopol und Helix	Leistung	geringe Unterschiede bei „höheren“ dielektrischen Eigenschaften	8.5
[Keshvari and Lang, 2005]	Erwachsene und Kinder	nein	Dipol	Leistung	keine charakteristischen Unterschiede	8.4
[Wiert et al., 2005]	Erwachsene, proportioniert	nein	Telefone mit Monopol und integrierter Antenne	Leistung	keine charakteristischen Unterschiede	8.4
[Hadjem et al., 2005b]	skalierte Erw., Kinder mit skaliertem Ohr	nein	Dipol, Telfon mit integrierter Antenne	Leistung	Belastung des Hirngewebes abhängig von der Größe des Ohres	8.4
[Fernández et al., 2005]	Erwachsener, 10-jähriges Kind	ja	Mobiletelefon mit integrierter Antenne	Leistung	Anstieg der SAR um 3 dB im Kindermodell	8.5
[Beard et al., 2006]	Erwachsene, skalierte Erwachsene	nein	generisches Telefon mit Monopol	Leistung, Strom	keine charakteristischen Unterschiede	8.2
[Wang et al., 2006]	Erwachsene, proportional skalierte Erwachsene	ja	generische Telefone mit Monopolaantenne	Leistung	keine charakteristischen Unterschiede	8.5
[Keshvari et al., 2006]	Erwachsene, Kinder	ja	Dipol	Leistung	Einfluss der Gewebeparameter $< \pm 15\%$	8.5

Tabelle 3: Übersicht der Studien über EM Energieabsorption in den Köpfen von Erwachsenen und Kindern.

8.4 Studien mit realitätsgetreuen Modellen des Kopfes und des Telefons

Auf Grund der andauernden Kontroverse um die Absorption elektromagnetischer Strahlung bei Kindern haben verschiedene öffentliche und kommerzielle Einrichtungen Forschungsarbeiten ausgeschrieben, die untersuchen sollten, ob die in den Regelwerken zur Typenprüfung von Mobiltelefonen (z. B. [IEEE, 2003, IEC, 2001, CENELEC, 2001]) beschriebenen Verfahren eine konservative Bestimmung der realen Belastung bei Kindern ermöglichen. Diese Regelwerke definieren zwei Testpositionen ("touch" und "tilted") am einem Kopfmodell (SAM), das mit der Absicht entwickelt wurde, die Belastung von mindestens 90 % des Benutzerspektrums sicher abzuschätzen. In einem Simulationsprogramm bestehen jedoch Unsicherheiten bei der entsprechenden Positionierung eines Telefonmodells an den Kopf eines Benutzers, wie bereits bei der Besprechung von [Beard et al., 2006] in Abschnitt 8.2 erwähnt wurde. Die Autoren von [Kainz et al., 2005] definieren eine Methode zur eindeutigen Positionierung eines Telefons an Kopfmodellen, die sich ausschließlich an klar bestimmbar anatomischen Merkmalen orientiert. Dieses Verfahren wird dann auch angewendet, um ein generisches Telefon mit Monopolantenne in den standardisierten Testpositionen an 14 verschiedene anatomische Kopfmodelle zu positionieren. Unter diesen Modellen befinden sich Erwachsene, skalierte Erwachsene und auch ein drei- und ein siebenjähriges Kind. Die Ergebnisse der Spatial Peak Average SAR unterscheiden sich bei den verschiedenen Kopfmodellen um mehr als 3 dB. Ein Zusammenhang zwischen Alter oder Größe des Kopfes und der Absorption konnte jedoch nicht festgestellt werden. Die Unterschiede sind vielmehr auf individuelle anatomische Eigenschaften zurückzuführen.

In [Christ et al., 2005a] wird ebenfalls die Absorption im Kopfmodell eines siebenjährigen Kindes mit der im SAM-Phantom und in zwei Kopfmodellen von Erwachsenen verglichen. Neben generischen Telefonen mit Monopol- und Helixantenne wird auch ein realistisches CAD-Modell eines Motorola T-250 Mobiltelefons verwendet. Die Peak Spatial Average SAR wurde im Kopfgewebe ein- und ausschließlich der Ohrmuschel berechnet. In keinem Fall konnte eine Korrelation zwischen Alter oder Größe des Kopfes und der Absorption festgestellt werden. Weiterhin lassen die Ergebnisse dieser Studie wie auch der in [Kainz et al., 2005] darauf schließen, daß das SAM-Phantom die konservative Bestimmung der SAR von Mobiltelefonen erlaubt.

Zu vergleichbaren Ergebnissen kommen auch die in [Wiert et al., 2005, Hadjem et al., 2005c] beschriebenen Arbeiten. Diese beiden Studien verwenden skalierte Erwachsene sowie auf MR-Aufnahmen basierende Modelle eines zwölf- und eines vierjährigen Kindes. Die Absorption in den Kopfmodellen der Kinder und denen der Erwachsenen ist ähnlich und liegt unter der des SAM-Phantoms. Eine Ergänzung dieser Studien untersucht die Abhängigkeit der Absorption im Gehirn und der Peak Spatial SAR von der Morphologie des Ohres [Hadjem et al., 2005b]. Hierbei wird das Ohr des Modells des zwölfjährigen Kindes innerhalb des statistisch relevanten Bereiches skaliert [Leslie and Farkas, 1994]. Die Länge bzw. Höhe der Ohrmuschel wird zwischen 56 mm und 63 mm, ihre Breite zwischen 33 mm und 38 mm und ihre Dicke zwischen 2 mm und 10 mm skaliert. Hierbei wird angenommen, daß die Ohrmuschel durch das Telefon stark zusammengedrückt werden kann. Der Abstand des Dipols zum Kopf blieb unabhängig von der Größe der Ohrmuschel, das Telefon wurde wie in [Wiert et al., 2005, Hadjem et al., 2005c] beschrieben positioniert. Das Spatial Average SAR wurde über zusammenhängende (contiguous) Gewebevolumen von 1 g und 10 g Masse gemittelt. Ein allgemeiner Zusammenhang zwischen Größe der Ohrmuschel und Absorption in der Haut bzw. in oberflächennahem Gewebe kann aus den Resultaten der Studie nicht abgeleitet werden. Lediglich das mit zunehmender Dicke des Ohres, d. h. mit zunehmendem Abstand zum Kopf, abnehmende SAR im Gehirn bei Verwendung des Telefonmodells bestätigt den in Abschnitt 3 beschriebenen Absorptionsmechanismus.

8.5 Studien mit altersabhängigen Gewebeparametern

Mehrere neuere Studien untersuchen den Einfluß möglicher Veränderungen der dielektrischen Gewebeparameter mit dem Alter. Dabei wird generell von höherem Wassergehalt und damit höherer Leitfähigkeit und Permittivität bei geringerem Alter ausgegangen. In [Wang et al., 2006] wird eine Gleichung zur Bestimmung der Altersabhängigkeit der dielektrischen Parameter vorgeschlagen, die aus Lichteneckers Gesetz hergeleitet wurde [Lichtenecker, 1926]. Als Grundlage für die Berechnung der Parameter wird der Gesamtwassergehalt des Körpers (Total Body Water, TBW) herangezogen, wie es in [Anderson, 2003] vorgeschlagen wird. Gemäß [Altman, 1974] fällt der TBW von Menschen innerhalb des ersten Lebensjahres ab und bleibt danach nahezu konstant. In [Wang et al., 2006] werden die dielektrischen Parameter für die Gewebe eines dreijährigen und eines siebenjährigen Kindes bestimmt. Diese weichen jedoch in den meisten Fällen um weniger als 5 % von denen des Erwachsenen ab. Die 1 g und 10 g Peak Spatial Average SAR im Kopfmodell eines Erwachsenen und in auf die Größe eines drei- und eines siebenjährigen skalierten Modellen wurde mit einem generischen Telefon befeldet. Bei der Skalierung der Modelle wurden die unterschiedlichen Proportionen von Kindern und Erwachsenen berücksichtigt. Die SAR in den Modellen der Kinderköpfe wurde sowohl für die entsprechend berechneten Parameter als auch für die Parameter Erwachsener bestimmt. Da diese auf Grund des angenommenen Modells des TBWs nur gering voneinander abweichen, ergeben sich auch keine relevanten Unterschiede in der SAR. Die Peak Spatial Average SAR in den skalierten Modellen liegt zwar unabhängig von den verwendeten Parametern um etwa 15 % über den Werten des Modells des Erwachsenen. Streuungen in dieser Größenordnung wurden aber bereits in anderen Studien mit vielen verschiedenen Kopfmodellen beobachtet (z. B. [Kainz et al., 2005]) und sind dort auf individuelle anatomische Unterschiede zurückzuführen, so daß die Ergebnisse dieser Studie keine Schlußfolgerungen auf erhöhte Absorption in kleineren Köpfen zulassen.

In einer weiteren Studie wird die SAR im Kopfmodell eines Zehnjährigen mit um 20 % erhöhter Permittivität und Leitfähigkeit mit den Standardparametern und mit dem Kopfmodell eines Erwachsenen verglichen [Fernández et al., 2005]. Die Erhöhung um 20 % wurde durch die in [Peyman et al., 2001] an Ratten gemessenen Werte motiviert. Alle Kopfmodelle wurden mit einem generischen Telefon mit integrierter Patchantenne befeldet. Die Ergebnisse zeigen einen Anstieg um etwa 80 % der 1 g und 10 g Peak Spatial Average SAR im Kopfmodell des Kindes. Unter Verwendung der für Gewebe von Kindern angenommenen dielektrischen Eigenschaften liegt die SAR geringfügig über den Werten, die bei Verwendung der Parameter für Erwachsene verwendet wurden. Wie in der weiter oben diskutierten Studie [Wang et al., 2006] sind die Gründe für das erhöhte SAR im Kopf des Kindes in individuellen anatomischen Unterschieden zu vermuten. Eine allgemeingültige Aussage über den Zusammenhang von Absorption und Kopfgröße ist praktisch nicht möglich, da lediglich ein Kopfmodell eines Kindes und eines Erwachsenen verwendet wurden.

In [Koulouridis et al., 2005] wird die SAR in einem Kopfmodell eines Erwachsenen mit dem eines auf die Größe eines zehnjährigen Kindes skalierten Kopfes verglichen. Die dielektrischen Parameter des Kinderkopfes werden dabei um $\pm 10\%$ variiert, so daß sich insgesamt drei verschiedene Parametersätze ergeben. Ob sich dies lediglich auf die Leitfähigkeit oder auf Permittivität und Leitfähigkeit bezieht, wird in der Veröffentlichung nicht erläutert. Beide Kopfmodelle wurden mit allen drei Parametersätzen simuliert. Die Unterschiede im Spitzenwert des lokalen SARs und der 1 g und 10 g Peak Spatial Average SAR unterscheiden sich nur um etwa $\pm 15\%$ für alle Parametersätze und beide Kopfmodelle. Eine Abhängigkeit der Absorption von der Kopfgröße kann auch hier nicht beobachtet werden. Die SAR steigt jedoch bei „höheren“ dielektrischen Parametern in den jeweiligen Kopfmodellen stetig an. Dennoch schließen die Autoren der Studie auf ähnliche SAR-Werte in Erwachsenen und Kindern. Eine Grenzfallbetrachtung, mit denen die beobachteten Effekte nach oben abgeschätzt werden könnte, wird in der Studie jedoch nicht

durchgeführt.

Zu ähnlichen Ergebnissen kommen die Autoren von [Keshvari et al., 2006]. In dieser Studie werden Kopfmodelle eines Erwachsenen und zweier Kinder (drei- und siebenjährig) mit $\lambda/2$ -Dipolantennen bei 900 MHz, 1800 MHz und 2450 MHz bestrahlt. Die Dipolantennen befinden sich dabei in 10 mm Abstand zum Ohr bzw. in 40 mm Abstand zum Auge. Zusätzlich wurde ein generisches Flachphantom verwendet, das aus einer Haut- einer Fett- und einer Muskelschicht besteht. Die Hautschichtdicke beträgt 1 mm, die der Fettschicht 10 mm und die der Muskelschicht 100 mm. Diese Gewebeverteilung ist typisch für den Rumpfbereich des menschlichen Körpers, nicht jedoch für den Kopf. Die Dipolantennen befinden sich in 20 mm Abstand zum Flachphantom. Die dielektrischen Parameter der Gewebe werden in mehreren Schritten um bis zu 20 % angehoben, wobei entweder nur die Leitfähigkeit oder Leitfähigkeit und Permittivität skaliert werden. Diese Skalierung wird durch den höheren Wassergehalt junger Gewebe motiviert. Dieser ändert sich nach Meinung der Autoren innerhalb der betrachteten Altersklassen (ab drei Jahre) nicht mehr deutlich. Daher wird die Skalierung um 20 % als Grenzfall angenommen. Die Ergebnisse der Studie lassen keine eindeutigen Schlußfolgerungen für einen Zusammenhang zwischen den Gewebeparametern und der SAR zu. Weitere relevante Faktoren sind Gewebezusammensetzung, Frequenz und Mittelungsvolumen. Während bei 900 MHz in der überwiegenden Zahl der beschriebenen Fälle ein Anstieg der SAR (1 g und 10 g Peak Spatial Average) zu beobachten ist, fällt es bei 1800 MHz und 2450 MHz in der Regel ab. Insgesamt variieren die beobachteten Werte um maximal $\pm 15\%$. Auf einen Zusammenhang der SAR und der Größe des Kopfmodells läßt auch diese Studie nicht schließen.

8.6 Normalisierung auf Speisestrom oder Ausgangsleistung

In den meisten in Tabelle 3 aufgeführten Studien ist die Absorption auf die abgestrahlte Antennenleistung normiert. Die Normierung auf den Fußpunktstrom berücksichtigt jedoch den in Abschnitt 3 beschriebenen grundlegenden Kopplungsmechanismus der Felder in das Gewebe. Bei Normierung auf Leistung trägt die Verstimmung der Antennenimpedanz durch den Kopf des Benutzers zur Gesamtabsorption bei. Die Verstimmung kann stark vom Antennentyp, der Position des Telefons am Kopf und der Leistungsregelung des Verstärkers abhängen. Daher sind allgemeine Schlußfolgerungen über den Zusammenhang der Absorption elektromagnetischer Felder mit anatomischen Eigenschaften des Benutzers bei Leistungsnormierung in der Regel schwerer zu ziehen. Dies trug auch zur Kontroverse um die beiden bereits besprochenen Studien von Gandhi [Gandhi et al., 1996] und Schönborn [Schönborn et al., 1998] bei, da dort verschiedene Normierungen verwendet wurden. Die Autoren von [Wang and Fujiwara, 2003] hielten dies für die Ursache der widersprüchlichen Schlußfolgerungen der beiden Studien und befeldeten verschiedene skalierte anatomische Kopfmodelle mit einer Dipolantenne und einem generischen Telefon mit Monopolantenne. Der Dipol wurde mit konstantem Strom und das Telefon mit konstanter Leistung gespeist. Die Kopfmodelle wurden entsprechend den Proportionen eines drei- und eines siebenjährigen Kindes skaliert.

Die Ergebnisse zeigen einen maximalen Anstieg der 1 g Peak Spatial Average SAR um 1,25 dB für das Modell des dreijährigen Kindes im Vergleich zum Modell des Erwachsenen. Für diesen Fall steigt auf Grund der Änderung der Fußpunktimpedanz auch der Antennenstrom um etwa 0,5 dB. Bei der 10 g Peak Spatial Average SAR ließen sich jedoch keine direkten Zusammenhänge beobachten. Bei Verwendung des Dipols und Normierung auf den Speisestrom konnten keine deutlichen Unterschiede der SAR bei den verschiedenen Kopfmodellen festgestellt werden.

Lediglich zwei neuere Studien [Kainz et al., 2005, Beard et al., 2006] nehmen diese Fragestellung wieder auf, wobei die in [Beard et al., 2006] untersuchten Fälle auch in [Kainz et al., 2005] beschrieben sind. In dieser Studie wird die Normalisierung auf Leistung und Strom für 56 verschiedene Konfigurationen (Simulationssoftware, Kopf- und Telefonmodell, Frequenz und Posi-

tion). Die 1 g Peak Spatial Average SAR ohne Ohrmuschel sowie der 10 g-Wert mit Ohrmuschel und der nur über die Ohrmuschel gemittelte 10 g-Wert wurden verglichen. Die Streuung dieser Werte fällt bei Normierung auf den Fußpunktstrom etwas geringer aus.

9 Schlußfolgerungen für den weiteren Verlauf des Projektes

Die Auswertung der Literatur zur Altersabhängigkeit der Absorption hochfrequenter elektromagnetischer Felder, wie sie beispielsweise durch Mobiltelefone erzeugt werden können, hat gezeigt, daß individuelle anatomische Unterschiede einen stärkeren Einfluß auf die Absorption haben als die Größe des Kopfes. Unsicherheiten verbleiben jedoch im Hinblick auf die Altersabhängigkeit der dielektrischen Parameter. Die hier aufgeführten Studien unterscheiden sich sehr stark sowohl bei der Extrapolation der Gewebeparameter für Kinder als auch bei den mit diesen Parametern enthaltenen Ergebnisse. Für die thermischen Parameter existiert praktisch keine relevante Literatur zur Altersabhängigkeit. Generell sind diese Parameter jedoch höheren Unsicherheiten unterworfen als die dielektrischen. Dies trifft insbesondere auf die Durchblutung und auf den Wärmeaustausch der Haut mit der Umgebung zu, der beispielsweise stark durch die Position des Mobiltelefons am Kopf eingeschränkt werden kann.

Bei den Simulationen der anatomischen Modelle können anthropomorphe Unsicherheiten durch die Verwendung von Modellen realer Kinderköpfe und durch die meßtechnische Ermittlung der Dicke und Elastizität des Ohres weitgehend minimiert werden, so daß lediglich die dielektrischen und thermischen Parameter sowie die Variationsbreite der anatomisch korrekten Dimensionen des Ohres (mit und ohne Mobiltelefon) in die Grenzfallbetrachtung eingeschlossen werden müssen.

Für die Weiterentwicklung der anatomischen Modelle stehen ältere MR-Datensätze eines drei- und eines siebenjährigen Jungen sowie neue qualitativ hochwertige MR-Aufnahmen eines sechsjährigen Jungen und eines elfjährigen Mädchens zur Verfügung. Die für dieses Projekt zu berücksichtigenden Organe und Regionen des Kopfes (Pinealdrüse, Hippocampus Hypothalamus, Knochenmark) sind auf den neueren Aufnahmen gut sichtbar und werden bei der Segmentierung direkt integriert. Die Integration der entsprechenden Strukturen in das Modell des Dreijährigen ist ebenfalls möglich. Ebenso sind für die Erweiterung des Modells des Erwachsenen keine Probleme zu erwarten, da dies in Form von Kryosektionsfotographien vorliegt.

Neben dem Standardmeßverfahren zur Bestimmung der SAR stehen für das Projekt Temperatursonden und entsprechende Datenerfassungssysteme zur Verfügung, mit denen sich eine Meßanordnung zur Bestimmung eventueller Erwärmung des Gewebes durch Mobiltelefone ermitteln läßt. Die Empfindlichkeit der Sonden ist mit 2 mK in einem Meßintervall von 0,1 s für die Erfassung auch geringer Temperaturschwankungen ausreichend. Die Meßspitzen können über hochohmige Leitungen so am Körper angebracht werden, daß Interferenz zwischen Antenne und Meßanordnung ausgeschlossen werden kann.

Literatur

- [Ackerman, 1998] Ackerman, M. J. (1998). The Visible Human Project. *Proceedings of the IEEE*, 86(3):504–511.
- [Altman, 1974] Altman, P. L., editor (1974). *Biology Data Book: Blood and other Body Fluids*. D. S. Dittmer, Federation of American Societies for Experimental Biology, Washington DC.
- [Anderson, 2003] Anderson, V. (2003). Comparisons of peak SAR levels in concentric sphere head models of children and adults for irradiation by a dipole at 900 MHz. *Physics in Medicine and Biology*, 48:3263–3275.
- [ANSI/IEEE, 2001] ANSI/IEEE (2001). *C95.1-2001 DRAFT Normative Section, 9-3-2001, IEEE Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Radio Frequency Electromagnetic Fields, 3 kHz to 300 GHz*. The Institute of Electrical and Electronics Engineers, Inc., New York, NY 10017.
- [Arkin et al., 1994] Arkin, H., Xu, L. X., and Holmes, K. R. (1994). Recent developments in modeling heat transfer in blood perfused tissues. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 41(2):97–107.
- [Atkins and Thompson, 2000] Atkins, K. and Thompson, M. (2000). A spreadsheet for partitioned calorimetry. *Sportscience*, 4(3). <http://sports.org/jour/0003/ka.html>.
- [Beard et al., 2006] Beard, B., Kainz, W., Onishi, T., Iyama, T., Watanabe, S., Fujiwara, O., Wang, J., Bit-Babik, G., Faraone, A., Wiart, J., Christ, A., Kuster, N., Lee, A.-K., Kroeze, H., Siegbahn, M., Keshvari, J., Abrishamkar, H., Stuchly, M. A., Simon, W., Manteuffel, D., and Nikoloski, N. (2006). Comparisons of computed mobile phone induced sar in the sam phantom to that in anatomically correct models of the human head. *IEEE Transactions on Electromagnetic Compatibility*, 48(2):397–407.
- [Bernardi et al., 2003] Bernardi, P., Cavagnaro, M., Pisa, S., and Piuze, E. (2003). 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 Transactions on Biomedical Engineering*, 50(3):295–304.
- [Bhattacharya and Mahajan, 2003] Bhattacharya, A. and Mahajan, R. (2003). Temperature dependence of thermal conductivity of biological tissues. *Physiological Measurement*, 24(3):769–783.
- [Bit-Babik et al., 2005] Bit-Babik, G., Guy, A. W., Chou, C.-K., Faraone, A., Kanda, M., Gessner, A., Wang, J., and Fujiwara, O. (2005). Simulation of exposure and SAR estimation for adult and child heads exposed to radiofrequency energy from portable communication devices. *Radiation Research*, 163(5):580–590.
- [Bligh and Johnson, 1973] Bligh, J. and Johnson, K. G. (1973). Glossary of terms for thermal physiology. *Journal of Applied Physiology*, 35(6):941–961.
- [Blum, 1945] Blum, H. (1945). The solar heat load: its relationship to total heat load and its relative importance in the design of clothing. *Journal of Clinical Investigation*, 24(5):712–721.
- [Bowman, 1976] Bowman, R.-R. (1976). A probe for measuring temperature in radio-frequency heated material. *IEEE Transact Microwave Theor Tech*, 24:43–45.

- [Burkhardt, 1999] Burkhardt, M. (1999). *Contributions toward Uncertainty Assessments and Error Minimization of FDTD Simulations Involving Complex Dielectric Bodies*. Phd thesis, Diss. ETH Nr. 13176, Eidgenoessische Technische Hochschule, Zuerich, Switzerland.
- [Burkhardt and Kuster, 1999] Burkhardt, M. and Kuster, N. (1999). Review of exposure assessment for handheld mobile communications devices and antenna studies for optimized performance. In Stone, W. R., editor, *Review of Radio Science 1996-1999*. Oxford University Press.
- [Burkhardt and Kuster, 2000] Burkhardt, M. and Kuster, N. (2000). Appropriate modeling of the ear for compliance testing of handheld MTE with SAR safety limits at 900/1800 MHz. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 48(11(1)):1921–1934.
- [Candas et al., 1979] Candas, V., Libert, J., and Vogt, J. (1979). Human skin wettedness and evaporative efficiency of sweating. *Journal of Applied Physiology*, 46(3):522–528.
- [Caon, 2004] Caon, M. (2004). Voxel-based computational models of real human anatomy: a review. *Radiation and Environmental Biophysics*, 42(4):229–235.
- [Caon et al., 1999] Caon, M., Bibbo, G., and Pattison, J. (1999). An egs4-ready tomographic computational model of a 14-year old femal torso for calculating organ doses from CT examinations. *Physics in Medicine and Biology*, 44:2213–2225.
- [CENELEC, 2001] CENELEC (2001). *EN 50361, Basic standard for the measurement of Specific Absorption Rate related to human exposure to electromagnetic fields from mobile phones*. European Committee for Electrotechnical Standardization, Central Secretariat, rue de Stassart 35, 1050 Brussels, Belgium.
- [Charkoudian, 2003] Charkoudian, N. (2003). Skin blood flow in adult human thermoregulation: How it works, when it does not, and why. *Mayo Clinic Proceedings*, 78(5):603–612.
- [Christ et al., 2006a] Christ, A., Benkler, S., Fröhlich, J., and Kuster, N. (2006a). Analysis of the accuracy of the numerical reflection coefficient of the finite-difference time-domain method at planar material interfaces. *IEEE Transactions on Electromagnetic Compatibility*, 48(2):264–272.
- [Christ et al., 2005a] Christ, A., Chavannes, N., Nikoloski, N., Gerber, H.-U., Poković, K., and Kuster, N. (2005a). A numerical and experimental comparison of human head phantoms for compliance testing of mobile telephone equipment. *Bioelectromagnetics*, 26(2):125–137.
- [Christ et al., 2005b] Christ, A., Klingeböck, A., and Kuster, N. (2005b). Exposition durch körpernahe Sender im Rumpfbereich, Arbeitspaket 1: Bestandsaufnahme. Technical report, IT’IS Foundation for Research on Information Technologies in Society, Zeughausstrasse 43, 8004 Zürich, Switzerland.
- [Christ et al., 2006b] Christ, A., Klingeböck, A., Samaras, T., Goiceanu, C., and Kuster, N. (2006b). The dependence of electromagnetic far-field absorption on body tissue composition in the frequency range from 300 MHz to 6 GHz. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 54(5):2188–2195.
- [Christ et al., 2006c] Christ, A., Klingeböck, A., Samaras, T., Neufeld, E., and Kuster, N. (2006c). Exposition durch körpernahe sender im rumpfbereich: Abschlussbericht. techreport, IT’IS Foundation, Zeughausstrasse 43, 8004 Zurich. (Final Report).

- [Christ and Kuster, 2005] Christ, A. and Kuster, N. (2005). Differences in RF energy absorption in the heads of adults and children. *Bioelectromagnetics*, 26(S7):S31–S44.
- [Christ et al., 2006d] Christ, A., Samaras, T., Klingeböck, A., and Kuster, N. (2006d). Characterization of the electromagnetic near-field absorption in layered biological tissue in the frequency range from 30 MHz to 6000 MHz. *Physics in Medicine and Biology*, 51(19):4951–4966.
- [de Dear et al., 1997] de Dear, R., Arens, E., Hui, Z., and Oguro, M. (1997). Convective and radiative heat transfer coefficients for individual human body segments. *International Journal of Biometeorology*, 40(3):141–156.
- [Deng and Liu, 2004] Deng, Z. S. and Liu, J. (2004). Mathematical modeling of temperature mapping over skin surface and its implementation in thermal disease diagnostics. *Computers in Biology and Medicine*, 34(6):495–521.
- [Dimbylow, 1993] Dimbylow, P. J. (1993). FDTD calculations of the SAR for a dipole closely coupled to the head at 900 MHz and 1.9 GHz. *Physics in Medicine and Biology*, 38:361–368.
- [Dimbylow and Mann, 1994] Dimbylow, P. J. and Mann, S. M. (1994). SAR calculations in an anatomically realistic model of the head for mobile communication transceivers at 900 MHz and 1.8GHz. *Physics in Medicine & Biology*, 39:1537–1553.
- [Drossos et al., 2000] Drossos, A., Santomaa, V., and Kuster, N. (2000). The dependence of electromagnetic energy absorption upon human head tissue composition in the frequency range of 300-3000 MHz. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 48(11):1988 – 1995.
- [Duck, 1990] Duck, F. (1990). *Physical properties of tissue. A Comprehensive reference book*. Academic Press Limited, London.
- [Fernández et al., 2005] Fernández, C. R., Bulla, G., Pedra, A. C., and de Salles, A. A. A. (2005). Comparison of electromagnetic absorption characteristics in the head of adult and a children for 1800 MHz mobile phones. In *IEEE MTT-S International Microwave Symposium Digest*, pp 523–528.
- [Fiala and Lomas, 1999] Fiala, D. and Lomas, K. (1999). A computer model of human thermoregulation for a wide range of environmental conditions: the passive system. *Journal of Applied Physiology*, 87(5):1957–1972.
- [Gandhi and Kang, 2002] Gandhi, O. P. and Kang, G. (2002). Some present problems and a proposed experimental phantom for SAR compliance testing of cellular telephones at 835 and 1900 MHz. *Physics in Medicine and Biology*, 47:1501–1518.
- [Gandhi et al., 1996] Gandhi, O. P., Lazzi, G., and Furse, C. M. (1996). Electromagnetic absorption in the human head and neck for mobile telephones at 835 and 1900 MHz. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 44(10):1884–1897.
- [Guy et al., 2002] Guy, A. W., Chou, C. K., and Bit-Babik, G. (2002). FDTD derived SAR distributions on various size human head models exposed to simulated cellular telephone handset transmitting 600 mW. In *24th Annual Meeting of the Bioelectromagnetics Society*, p 42, Quebec, Canada.

- [Hadjem et al., 2004] Hadjem, A., Lautru, D., Dale, C., Wong, M. F., Hanna, V. F., and Wiart, J. (2004). Comparison of specific absorption rate (SAR) induced in children sized and adult sized heads using a dual band mobile phone. In *IEEE MTT-S-International-Microwave-Symposium-Digest*, volume 3, pp 1453–1456, Fort Worth, TX, USA.
- [Hadjem et al., 2005a] Hadjem, A., Lautru, D., Dale, C., Wong, M. F., Hanna, V. F., and Wiart, J. (2005a). Study of specific absorption rate (SAR) induced in two child head models and in adult heads using mobile phones. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 53(1):4–11.
- [Hadjem et al., 2005b] Hadjem, A., Lautru, D., Gadi, N., Bloch, I., Dale, C., Wong, M. F., Hanna, V. F., and Wiart, J. (2005b). Influence of the ear’s morphology on specific absorption rate (SAR) induced in a child head using two source models. In *IEEE MTT-S International Microwave Symposium Digest*, pp 1327–1330.
- [Hadjem et al., 2005c] Hadjem, A., Lautru, D., Wong, M. F., Hanna, V. F., and Wiart, J. (2005c). Investigations on specific absorption rate (SAR) induced in child-like and true child head using two source models. In *IEEE Antennas and Propagation Society International Symposium*, pp 792–795.
- [Hombach et al., 1996] Hombach, V., Meier, K., Burkhardt, M., Kühn, E., and Kuster, N. (1996). The dependence of EM energy absorption upon human head modeling at 900 MHz. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 44(10):1865–1873.
- [Hoque and Gandhi, 1988] Hoque, M. and Gandhi, O. (1988). Temperature distributions in the human leg for VLF-VHF exposures at the ANSI recommended safety levels. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 35(6):442–449.
- [ICNIRP, 2004] ICNIRP (2004). ICNIRP statement related to the use of security and similar devices utilizing electromagnetic fields. *Health Physics*, 87(2):187–196.
- [IEC, 2001] IEC (2001). *IEC 62209 Draft Version 0.9 - Procedure to measure the Specific Absorption Rate (SAR) for hand-held mobile wireless devices in the frequency range of 300 MHz - 3 GHz*. IEC Technical Committee 106.
- [IEC, 2005] IEC (2005). *IEC 62209 Part 2, Human Exposure to Radio Frequency Fields from Handheld and Body-Mounted Wireless Communication Devices - Human Models, Instrumentation and Procedures, Part 2: Procedure to determine the Specific Absorption Rate (SAR) in the head and body for 30 MHz to 6 GHz Handheld and Body-Mounted Devices used in close proximity to the Body, Draft*. International Electrotechnical Commission (IEC), IEC Technical Committee 106, Geneva, Switzerland.
- [IEEE, 2002] IEEE (2002). *IEEE Std C95.3 Recommended Practice for Measurements and Computations of Radio Frequency Electromagnetic Fields With Respect to Human Exposure to Such Fields, 100 kHz– \dot{U} 300 GHz*. IEEE Standards Department, International Committee on Electromagnetic Safety, The Institute of Electrical and Electronics Engineers, Inc. 3 Park Avenue, New York, NY 10016-5997, USA.
- [IEEE, 2003] IEEE (2003). *IEEE 1528/D1.2, Recommended Practice for Determining the Spatial-Peak Specific Absorption Rate (SAR) in the Human Body Due to Wireless Communications Devices: Measurement Techniques*. IEEE Standards Department, 445 Hoes Lane, P.O. Box 1331, Piscataway, NJ 08855-1331, USA.

- [Kainz et al., 2005] Kainz, W., Christ, A., Kellom, T., Seidman, S., Nikoloski, N., Beard, B., and Kuster, N. (2005). Dosimetric comparison of the specific anthropomorphic mannequin (SAM) to 14 anatomical head models using a novel definition for the mobile phone positioning. *Physics in Medicine and Biology*, 50(14):3423–3445.
- [Keshvari et al., 2006] Keshvari, J., Keshvari, R., and Lang, S. (2006). The effect of increase in dielectric values on specific absorption rate (SAR) in eye and head tissues following 900, 1800 and 2450 MHz radio frequency (RF) exposure. *Physics in Medicine and Biology*, 51(6):1463–1477.
- [Keshvari and Lang, 2005] Keshvari, J. and Lang, S. (2005). Comparison of radio frequency energy absorption in ear and eye region of children and adults at 900, 1800, and 2450 MHz. *Physics in Medicine and Biology*, 50(18):4355–4369.
- [Kheifets et al., 2005] Kheifets, L., Repacholi, M., Saunders, R., and van Deventer, E. (2005). The sensitivity of children to electromagnetic fields. *Pediatrics*, 116(2):e303–e313.
- [Kotte et al., 1996] Kotte, A., van Leeuwen, G., de Bree, J., van der Koijk, J., Crezee, H., and Lagendijk, J. (1996). A description of discrete vessel segments in thermal modelling of tissues. *Physics in Medicine and Biology*, 41:865–884.
- [Koulouridis et al., 2005] Koulouridis, S., M, C., and Nikita, K. S. (2005). Comparative assessment of power absorption in heads of adults and children exposed to the radiation of cellular phones at 1800 mhz. *The Environmentalist*, 25(2–4):223–232.
- [Kuster and Balzano, 1992] Kuster, N. and Balzano, Q. (1992). Energy absorption mechanism by biological bodies in the near field of dipole antennas above 300 MHz. *IEEE Transactions on Vehicular Technology*, 41(1):17–23.
- [Kuster et al., 1997] Kuster, N., Balzano, Q., and Lin, J. C., editors (1997). *Mobile Communications Safety*. Chapman & Hall, London.
- [Lang et al., 1999a] Lang, J., Erdmann, B., and Sebas, M. (1999a). Impact of nonlinear heat transfer on temperature control in regional hyperthermia. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 46(9):1129–1138.
- [Lang et al., 1999b] Lang, J., Erdmann, B., and Seebass, M. (1999b). Impact of nonlinear heat transfer on temperature control in regional hyperthermia. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 46(9):1129–1138.
- [Lee et al., 2002] Lee, A.-K., Choi, H.-D., Lee, H.-S., and Pack, J.-K. (2002). Human head size and SAR characteristics for handset exposure. *ETRI Journal*, 24(2):176–179.
- [Lee and Pack, 2002] Lee, A.-K. and Pack, J.-K. (2002). Effect of head size for cellular telephone exposure on EM absorption. *IEICE Transactions on Communications*, E85-B(3):698–701.
- [Leslie and Farkas, 1994] Leslie, G. and Farkas, M. D. (1994). *Anthropometry of the Head and Face*. Raven Press, University of Toronto, 2nd edition.
- [Lichtenecker, 1926] Lichtenecker, K. (1926). Die Dielektrizitätskonstante künstlicher und natürlicher Mischkörper. *Physikalische Zeitschrift*, 27:115–158.
- [Loeser et al., 2006] Loeser, M., Christ, A., Fröhlich, J., and Kuster, N. (2006). SAR approximation in the near-field of small antennas (30 MHz to 6 GHz) and deduction of an exclusionary clause for low power devices. *Antennas and Propagation, IEEE Transactions on*, (?):? submitted, accepted.

- [Martinez-Burdalo et al., 2004] Martinez-Burdalo, M., A. Martin, M. A., and Villar, R. (2004). Comparison of FDTD-calculated specific absorption rate in adults and children when using a mobile phone at 900 and 1800 MHz. *Physics in Medicine and Biology*, 49:345–354.
- [Mazzurana et al., 2003] Mazzurana, M., Sandrini, L., Vaccari, A., Malacarne, C., Cristoforetti, L., and Pontalti, R. (2003). A semi-automatic method for developing an anthropomorphic numerical model of dielectric anatomy by MRI. *Physics in Medicine and Biology*, 48:3157–3170.
- [Meier et al., 1997] Meier, K., Hombach, V., Kästle, R., Tay, R. Y.-S., and Kuster, N. (1997). The dependence of EM energy absorption upon human head modeling at 1800 MHz. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 45(11):2058–2062.
- [Moneda et al., 2003] Moneda, A. P., Ioannidou, M. P., and Chrissoulidis, D. P. (2003). Radio-wave exposure of the human head: Analytical study based on a versatile excentric spheres model including a brain core and a pair of eyeballs. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 50(6):667–676.
- [Nikita et al., 2000] Nikita, K. S., Stamatakos, G. S., Uzunoglu, N. K., and Karafoitas, A. (2000). Analysis of the interaction between a layered spherical human head model and a finite-length dipole. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 48(11):2003–2013.
- [Nipper et al., 2002] Nipper, J. C., Williams, J. L., and Bolch, W. E. (2002). Creation of two tomographic voxel models of paediatric patients in the first year of life. *Physics in Medicine and Biology*, 47:3143–3164.
- [Oguchi et al., 1992] Oguchi, Y., Watanabe, N., Niitsu, Y., Doi, O., and Kodamas, K. (1992). A simulation-model of hyperthermia by rf capacitive heating. *IEICE Transactions on Information and Systems*, E75D(2):219–226.
- [Pennes, 1948] Pennes, H. H. (1948). Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm. *Journal of Applied Physiology*, 1(1):93–122.
- [Peyman et al., 2001] Peyman, A., Rezazadeh, A. A., and Gabriel, C. (2001). Changes in the dielectric properties of rat tissue as a function of age at microwave frequencies. *Physics in Medicine and Biology*, 46:1617–1629.
- [Poković et al., 2005] Poković, K., Nikoloski, N., Christ, A., and Kuster, N. (2005). Compliance testing tools and procedures for emerging technologies (3–6 GHz). In *Conference Proceedings of the 18th International Conference on Applied Electromagnetics and Communications (ICECom-2005) and joint COST 284 Workshop*, pp 577–580, Dubrovnik, Croatia. Session: EMC and Industrial Applications of Microwaves.
- [Prader et al., 1988] Prader, A., Largo, R. H., Molinariand, L., and Issler, C. (1988). Physical growth of Swiss children from birth to 20 years of age. *Helvetica Paediatrica Acta*, 43 (Suppl. 52).
- [Samaras et al., 2006] Samaras, T., Christ, A., Klingeböck, A., and Kuster, N. (2006). Worst-case temperature rise in a one-dimensional tissue model exposed to radiofrequency radiation. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. in press.
- [Sandrini et al., 2004] Sandrini, L., Vaccari, A., Malacarne, C., Cristoforetti, L., and Pontalti, R. (2004). RF dosimetry: a comparison between power absorption of female and male numerical models from 0.1 GHz to 4 GHz. *Physics in Medicine and Biology*, 49:5185–5201.

- [Schmid et al.,2005] Schmid, G., Pipal, L., Widhalm, K., and Tschabitscher, M. (2005). Machbarkeitsstudie zur Untersuchung altersabhängiger Wirkungen hochfrequenter elektromagnetischer Felder auf der Basis relevanter biophysikalischer und biologischer Parameter. Technical report, ARC Seibersdorf Research GmbH, Bereich Informationstechnologiesn, Geschäftsfeld Sichere Mobilkommunikation.
- [Schmid et al., 2006] Schmid, G., Überacher, R., Preiner, P., Samaras, T., Mazal, P., Jappel, A., Baumgartner, W.-D., and Tschabitscher, M. (2006). Bestimmung der Expositionsverteilung von HF Feldern im menschlichen Körper unter Berücksichtigung kleiner Strukturen und thermophysologisch relevanter Parameter, Abschlußbericht. Technical report, ARC Seibersdorf Research GmbH im Auftrag des Bundesamtes für Strahlenschutz, 38201 Salzgitter, Deutschland.
- [Schneider and Wagner, 1999] Schneider, J. B. and Wagner, C. L. (1999). FDTD dispersion revisited: Faster-than-light propagation. *IEEE Microwave and Guided Wave Letters*, 9(2):54–56.
- [Schönborn et al., 1998] Schönborn, F., Burkhardt, M., and Kuster, N. (1998). Differences in energy absorption between heads of adults and children in the near field of sources. *Health Physics*, 74(2):160–168.
- [Schönborn, 2000] Schönborn, F. J. (2000). *Risk Assessment to EMF Exposure by Mobile Phones: Optimization of RF Exposure Setups*. PhD thesis, Diss. ETH Nr. 13839, Zurich.
- [Schuderer et al., 2004] Schuderer, J., Schmid, T., Urban, G., Samaras, T., and Kuster, N. (2004). Novel high resolution temperature probe for RF dosimetry. *Physics in Medicine and Biology*, 49(6):N83–N92.
- [Taflove and Hagness, 2000] Taflove, A. and Hagness, S. C. (2000). *Computational Electromagnetics: The Finite-Difference Time-Domain Method*. Artech House, Inc., Boston, USA, London, United Kingdom, second edition.
- [Taurisano and Vorst, 2000] Taurisano, M. D. and Vorst, A. V. (2000). Experimental thermographic analysis of thermal effects induced on a human head exposed to 900 MHz fields of mobilephones. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 48(11):2022–2032.
- [Veit et al., 1989] Veit, R., Petoussi, M., Mannweiler, N., Williams, E., and Drexler, G. (1989). Tomographic anthropomorphic models, Part i: Construction technique and description of models of an 8 week old baby and a 7 year old child. Technical report, GSF-Bericht 3/89, GSF Forschungszentrum für Umwelt und Gesundheit, Neuherberg, Germany.
- [Wainwright, 2003] Wainwright, P. (2003). The relationship of temperature rise to specific absorption rate and current in the human leg for exposure to electromagnetic radiation in the high frequency band. *Physics in Medicine and Biology*, 48(19):3143–3155.
- [Wallin, 1990] Wallin, B. (1990). Neural control of human skin blood flow. *Journal of the Autonomic Nervous System*, 30(Suppl.):S185–S190.
- [Wang and Fujiwara, 2003] Wang, J. and Fujiwara, O. (2003). Comparison and evaluation of electromagnetic absorption characteristics in realistic human head models of adult and children for 900 MHz mobile telephones. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 51(3):966–971.

- [Wang et al., 2006] Wang, J., Fujiwara, O., and Watanabe, S. (2006). Approximation of aging effect on dielectric tissue properties for SAR assessment of mobile telephones. *IEEE Transactions on Electromagnetic Compatibility*, 48(2):408–413.
- [Weinbaum and Jiji, 1985] Weinbaum, S. and Jiji, L. M. (1985). A new simplified bioheat equation for the effect of blood flow on local average tissue temperature. *ASME Journal of Biomechanical Engineering*, 107(7):131–139.
- [WHO, 2006] WHO (2006). 2006 WHO research agenda for radio frequency fields. (http://www.who.int/entity/peh-emf/research/rf_research_agenda.pdf).
- [Wiert et al., 2005] Wiert, J., Hadjem, A., Gadi, N., Bloch, I., Wong, M. F., Pradier, A., Lautru, D., Hanna, V. F., and Dale, C. (2005). Modeling of RF head exposure in children. *Bioelectromagnetics*, 26(Supplement 7):S19–S30.
- [Yee, 1966] Yee, K. S. (1966). Numerical solution of initial boundary value problems involving Maxwell's equations in isotropic media. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 14:585–589.

A Thermische Gewebeeigenschaften

Gewebe	Spezifische Waermekapazität [J/kg/K]	Thermische Leitfähigkeit [W/m/K]	Durchblutung [ml/min/kg]
Bindegewebe	2947	0.35	37.66
Blut	3780	0.51	10000
Drüsen	3600	0.53	3059
Fett	2493	0.24	22
Glaskörper	4010	0.59	0
Graue Hirnsubstanz	3684	0.57	608.5
Haut	6300	0.37	86.6
Hornhaut	3793	0.52	38
Kammerwasser	3997	0.59	0
Kleinhirn	3670	0.55	560
Knochen (kortikal)	1300	0.39	11.5
Knochen (spongios)	1613	0.39	30
Knochenmark	3120	0.32	219
Knorpel	3521	0.46	50
Linse	3133	0.43	0
Muskel	3580	0.50	26.6
Nerven	3582	0.46	37.66
Rückenmark	3582	0.46	37.66
Rückenmarksflüssigkeit	4116	0.59	0
Schleimhaut	3250	0.40	120
Sklera	3793	0.52	38
Weißer Hirnsubstanz	3611	0.50	262.5
Zähne	1170	0.06	0

Tabelle 4: Thermischer Parameter der Gewebe des Kopfes