

**Exposition durch körpernahe Sender im  
Rumpfbereich  
Arbeitspaket 1: Bestandsaufnahme**

**Andreas Christ, Anja Klingenböck, Niels Kuster**

Zürich, Dezember 2004

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

<b>1</b>	<b>Einführung</b>	<b>4</b>
<b>2</b>	<b>Zielsetzung</b>	<b>4</b>
<b>3</b>	<b>Absorptionsmechanismus</b>	<b>4</b>
<b>4</b>	<b>Numerische Verfahren</b>	<b>5</b>
4.1	Simulation elektromagnetischer Felder . . . . .	5
4.1.1	Finite Differenzen im Zeitbereich (FDTD) . . . . .	5
4.1.2	Momentenmethode (MoM) . . . . .	6
4.1.3	Methode der multiplen Multipole (MMP) . . . . .	7
4.1.4	Finite Elemente (FE) . . . . .	8
4.2	Simulation der expositionsbedingten Temperaturverteilung . . . . .	8
<b>5</b>	<b>Experimentelle Verfahren</b>	<b>9</b>
5.1	Einführung . . . . .	9
5.2	Messung des elektrischen Feldes . . . . .	10
5.2.1	Dipolsensoren mit Diodengleichrichtung . . . . .	10
5.2.2	Elektrooptische Sensoren . . . . .	12
5.2.3	Automatische dosimetrische Scanner . . . . .	14
5.3	Temperaturmessungen . . . . .	15
5.3.1	Temperatursonden mit Thermistoren . . . . .	15
5.3.2	Optische Temperatursonden . . . . .	15
5.3.3	Temperaturmessung durch Strahlung . . . . .	16
5.3.4	Schlußfolgerungen . . . . .	17
<b>6</b>	<b>Modellierung des menschlichen Körpers</b>	<b>17</b>
6.1	Übersicht . . . . .	17
6.2	Numerische Körpermodelle . . . . .	17
6.3	Biophysikalische Eigenschaften der Körpergewebe . . . . .	18
6.3.1	Elektrische Eigenschaften biologischer Gewebe . . . . .	18
6.3.2	Unsicherheiten der elektrischen Eigenschaften . . . . .	18
6.4	Gewebeverteilung im Rumpfbereich . . . . .	19
6.4.1	Einführung . . . . .	19
6.4.2	Anatomische Zusammensetzung der Gewebe . . . . .	20
6.4.3	Dicken der Gewebeschichten . . . . .	20
6.5	Thermophysiological Eigenschaften biologischer Gewebe . . . . .	21
6.5.1	Lokale Erhitzung biologischer Gewebe . . . . .	21
6.5.2	Unsicherheiten thermischer Parameter . . . . .	22
<b>7</b>	<b>Studien zur Strahlungsabsorption im Rumpfbereich durch körpernahe Sender</b>	<b>23</b>
7.1	Numerische Dosimetrie . . . . .	23
7.1.1	Einleitung . . . . .	23
7.1.2	Studien mit generischen Körpermodellen . . . . .	23
7.1.3	Studien zur Antennencharakteristik . . . . .	24
7.1.4	Dosimetrische Studien . . . . .	25
7.2	Experimentelle Dosimetrie . . . . .	29

Exposition durch körpernahe Sender im Rumpfbereich	3
7.3 Thermische Effekte . . . . .	29
7.4 Abschließende Bewertung . . . . .	30
<b>8 Schlußfolgerungen für den weiteren Verlauf des Projektes</b>	<b>31</b>
<b>A Gewebeeigenschaften</b>	<b>43</b>

## 1 Einführung

In den vergangenen Jahren stieg die Zahl drahtloser Geräte, die in der unmittelbaren Nähe des Körpers arbeiten, stetig an. Das Mobiltelefon gehört bereits zum Alltag, und die Verbreitung drahtloser Netzwerke nimmt ständig zu. In der nahen Zukunft werden außerdem kleine, leichte medizinische Geräte direkt auf dem Körper getragen oder implantiert werden. Diese werden ebenfalls über drahtlose Kanäle kommunizieren. Trotz des offensichtlichen Nutzens dieser Geräte müssen mögliche gesundheitliche Risiken, die sich aus der Strahlungsbelastung ergeben, minimiert werden. Dafür ist die genaue Kenntnis der Strahlungsabsorption im Körper unbedingt notwendig.

Diese Bestandsaufnahme gibt eine Übersicht über den derzeitigen Stand der Forschung zur Ermittlung der Belastung durch körpernahe Sender. Dabei wird im Detail auf numerische sowie experimentelle Methoden zur Erfassung der Strahlungsbelastung eingegangen. Weiterhin werden anatomische und thermophysiologische Eigenschaften und Parameter sowie deren Modellierung und Unsicherheiten besprochen. Der Bericht schließt mit einer bewertenden Übersicht über die für diese Studie relevante Literatur und die sich daraus ergebenden Folgen für den weiteren Ablauf des Projektes.

## 2 Zielsetzung

Die im Rahmen der Bestandsaufnahme zu erarbeitenden Ziele sind:

- Besprechung der zur Simulation der Strahlungsbelastung durch körpernahe Sender im Rumpfbereich geeigneten Rechenverfahren,
- Beschreibung der Verfahren, mit denen die sich durch die Strahlungsbelastung ergebende Temperaturerhöhung bestimmt werden kann,
- Übersicht über den Stand der Technik bei experimentellen Verfahren zur Messung des Nahfeldes von Antennen oder Sendern und der Temperatur,
- Analyse der dielektrischen und thermophysiologischen Eigenschaften von Körpergewebe sowie der anatomisch richtigen Verteilung im Rumpfbereich,
- Auswertung der sich durch die Unsicherheit dieser Parameter ergebenden Einflüsse,
- Übersicht über existierende numerische Modelle des menschlichen Körpers,
- Besprechung der für die Strahlungsbelastung durch körpernahe Sender und des sich daraus ergebenden Einflusses auf die Körpertemperatur relevanten bisherigen wissenschaftlichen Arbeiten und
- Auswahl eines Softwarepaketes für die im Rahmen des Projektes durchzuführenden Untersuchungen

## 3 Absorptionsmechanismus

Die Absorption elektromagnetischer Strahlung in biologischen Geweben im Nahfeld von Sendern wurde ursprünglich in [Kuster and Balzano, 1992] beschrieben. Die Studie zeigt, daß auf Grund der hohen Dielektrizitätskonstante biologischen Gewebes vorwiegend magnetische Felder einkoppeln. Die magnetischen Felder verursachen Wirbelströme auf der verlustbehafteten Haut

und im Gewebe des Benutzers und sind somit die Hauptursache der Strahlungsabsorption. Dieser Effekt stellt die Grundlage einer Näherungsformel dar, mit der die Specific Absorption Rate (SAR) im Nah- und im Fernfeld von Dipolantennen für Frequenzen über 300 MHz mit einer Genauigkeit von  $\pm 3$  dB bestimmt werden kann. Die wichtigsten Kenngrößen des Absorptionsmechanismus sind die hochfrequenten Ströme auf dem Sender, der Abstand zwischen diesen Strömen und der Haut sowie die Leitfähigkeit und Dielektrizitätskonstante des Gewebes. In [Kuster et al., 1997a] wird die Näherungsformel zur Berechnung des Spatial Peak SARs ergänzt. Eine erweiterte Gleichung [King, 1995] erlaubt es, eine zusätzliche Gewebeschicht mit niedriger Dielektrizitätskonstante (z. B. Knochen) vor dem eigentlichen absorbierenden Gewebe zu berücksichtigen und bestätigt die Ergebnisse von [Kuster and Balzano, 1992]. In einer aktuellen Veröffentlichung [Loeser et al., 2005] wird eine Erweiterung von [Kuster et al., 1997a] vorgestellt, die für sehr kurze Antennen und einen größeren Frequenzbereich oberhalb von 30 MHz verwendet werden kann. Außerdem wird die Anwendbarkeit der Näherungsformel auf Helixantennen und bikonische Antennen besprochen.

Zusammenfassend läßt sich der Absorptionsmechanismus folgendermaßen beschreiben:

- Das SAR hängt hauptsächlich von der Kopplung der magnetischen Felder ab, die durch den Fußpunktstrom der Antenne verursacht werden. Das 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 das 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 das SAR-Maximum stark am Fußpunkt der Antenne konzentriert.
- Bei konstanter Ausgangsleistung steigt das SAR an, wenn die Fußpunktimpedanz fällt.

Somit bestimmt die Stromverteilung auf der Antenne und dem Gerät die SAR-Verteilung. Außerdem hängt der Abstand zwischen den Strömen und der Haut von der Körperform und der Bauart des Gerätes ab. Bild 1 zeigt eine Zusammenfassung der Faktoren und Zusammenhänge, die das SAR im Körper bestimmen.

## 4 Numerische Verfahren

### 4.1 Simulation elektromagnetischer Felder

#### 4.1.1 Finite Differenzen im Zeitbereich (FDTD)

Die Methode der finiten Differenzen im Zeitbereich (Finite-Difference Time-Domain, FDTD) zur Lösung der Maxwell'schen Gleichungen wurde 1966 von K. S. Yee vorgeschlagen [Yee, 1966]. Dieser Algorithmus verwendet eine Approximation der ersten beiden Maxwell'schen Gleichungen durch finite Differenzen [Euler, 1755]. Die von Yee eingeführte Neuerung besteht aus der besonderen Anordnungen der Feldkomponenten in zwei ineinander verschachtelten rechtwinkligen Gittern, von denen das eine die E-Felder und das andere die H-Felder trägt (Abbildung 2). Diese Anordnung ermöglicht eine sehr einfache und genaue Annäherung des Rotationsoperators der differentiellen Form der Maxwell'schen Gleichungen. Die zeitlichen Ableitungen werden ebenfalls abwechselnd auf dem E-Feldgitter und dem H-Feldgitter berechnet. Dadurch werden sämtliche Ableitungen mit einer Genauigkeit zweiter Ordnung angenähert. Der FDTD-Algorithmus ist

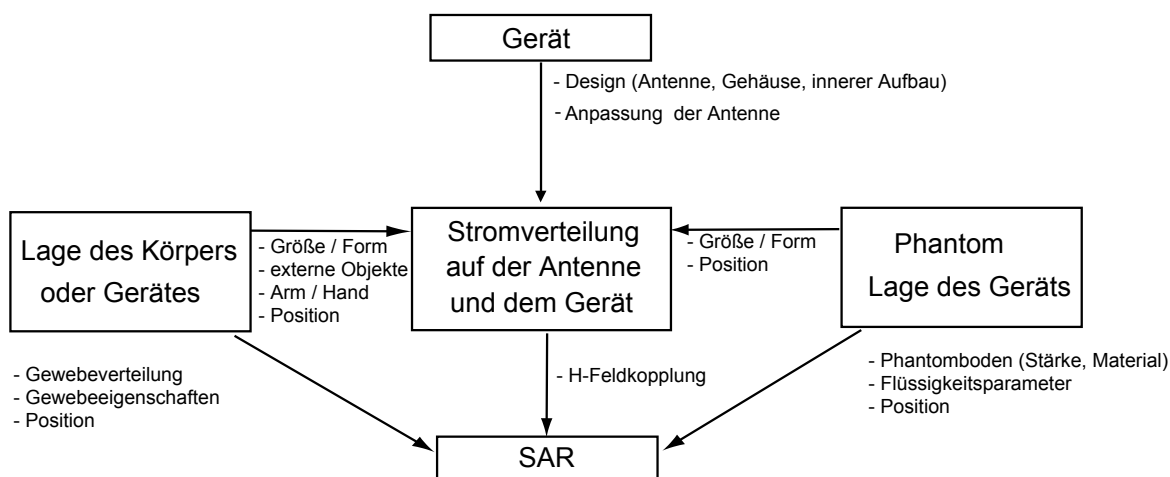


Abbildung 1: SAR bestimmende Faktoren und Zusammenhänge

bedingt stabil: Der maximal mögliche Zeitschritt, mit dem die Änderung der Felder berechnet werden kann, ist durch die Gitterschrittweite gegeben [Courant et al., 1928]. Das bedeutet, daß eine höhere räumliche Auflösung stets mit einer Verringerung des Zeitschrittes einhergeht. Dadurch steigt die für die Simulation benötigte Rechenzeit überproportional an, wenn feine geometrische Details in einem numerischen Modell wiedergegeben werden müssen.

Für die Überzahl der Anwendungen des FDTD-Algorithmus' wie z. B. Streufeld- oder Antennenprobleme aber auch dosimetrische Simulationen werden offene bzw. absorbierende Randbedingungen zum Abschluß des Rechenraumes benötigt. Dies stellte in der Anfangszeit des Algorithmus' ein nicht zu vernachlässigendes Problem dar, wurde aber durch die Entwicklung des Verfahrens der vollkommen angepaßten Schichten (Perfectly Matched Layers, PML) gelöst [Berenger, 1994].

Durch die einfache, rechtwinklige Gitterstruktur ist es sehr leicht möglich, komplexe anatomische Modelle, wie sie für die numerische Dosimetrie verwendet werden, herzustellen. Dem FDTD-Gitter müssen lediglich an den Orten der einzelnen Feldkomponenten bzw. Gitterzellen die Materialeigenschaften (Dielektrizitätskonstante, Leitfähigkeit) des Modells zugewiesen werden. Der Rechenaufwand steigt durch den Detailreichtum der anatomischen Modelle praktisch nicht an. Durch örtliche Anpassung der Gitterschrittweite braucht nur der Bereich des Rechenraumes fein aufgelöst zu werden, in dem hohe Genauigkeit notwendig ist [Choi and Hofer, 1987, Christ, 2003]. Heute ist FDTD-Methode das auf dem Gebiet der numerischen Dosimetrie am häufigsten angewandte Verfahren (Abschnitt 7.1, [Burkhardt and Kuster, 1999]). Eine ausführliche Beschreibung der Methode findet sich in [Taflove and Hagness, 2000].

#### 4.1.2 Momentenmethode (MoM)

Die Momentenmethode basiert auf der numerischen Lösung von Pocklingtons Integralgleichung für die Stromverteilung auf einem unendlich guten Leiter. Hierbei wird der Leiter in verschiedene Segmente eingeteilt, die einen endlichen Radius besitzen. Jedem dieser Segmente wird eine Basisfunktion mit unbekannter Amplitude zugeordnet, die die Stromverteilung entlang dem Segment beschreibt. Diese kann beispielsweise einen konstanten oder dreiecksförmigen Verlauf haben. Die Integralgleichung verknüpft dann das elektrische Feld mit der unbekanntem Stromverteilung über die Green'sche Funktion für den Freiraum. Als Bedingung zur Lösung der Integralgleichung wird das verschwindende tangential elektrische Feld auf der Oberfläche der Segmente eingesetzt. Dar-

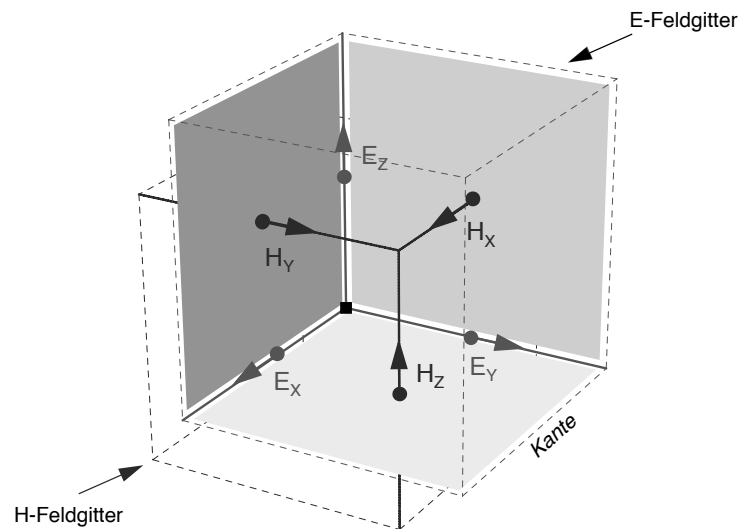


Abbildung 2: FDTD-Gitter mit Vektorkomponenten der E- und H-Felder.

aus ergibt sich ein Gleichungssystem, mit dem die Amplituden der Basisfunktionen und damit der Strom auf dem Leiter berechnet werden können. Daraus lassen sich dann das E-Feld und das H-Feld an jedem Ort berechnen. Für dielektrische Objekte kann auch eine entsprechende Green'sche Funktion in die Integralgleichung eingesetzt werden. Dies ist in der Regel jedoch auf einfache Strukturen beschränkt, so daß komplexe Geometrien durch triangulierte Elemente nachgebildet werden. Diese können dann nach dem „Surface Equivalence Principle“ oder dem „Volume Equivalence Principle“ mit in das Gleichungssystem einbezogen werden. Dennoch steigt bei komplexen Modellen wie z. B. einem menschlichen Körper der Rechenaufwand zum Lösen des Gleichungssystems überproportional an, so daß die Momentenmethode in der Regel nur für die Simulation homogener Modelle eingesetzt wird. Eine ausführliche Darstellung des Verfahrens findet sich in [Harrington, 1951]. In [Tsai et al., 1986] wird die Einbeziehung dielektrischer Körper im Detail beschrieben.

#### 4.1.3 Methode der multiplen Multipole (MMP)

Zur Lösung eines Randwert- oder Eigenwertproblems mit der Methode der multiplen Multipole wird das Feld in separaten homogenen Bereichen in eine Reihe von Basisfunktionen entwickelt. Multipole, die der Lösung der Helmholtzgleichung in Kugelkoordinaten entsprechen, haben die für die Behandlung allgemeiner dreidimensionaler Probleme die günstigsten Eigenschaften. Auf den Rändern der homogenen Bereiche werden Punkte (Matching Punkte) bestimmt, auf denen alle sechs Stetigkeitsbedingungen der elektrischen und magnetischen Felder erfüllt werden müssen. Daraus ergibt sich ein überbestimmtes Gleichungssystem mit den unbekanntem Amplituden der Basisfunktionen, das in der Regel nach dem Verfahren der kleinsten Quadrate (Least Squares) gelöst wird. Eine ausführliche Beschreibung der Methode findet sich in [Hafner, 1990].

Der Hauptvorteil der MMP Methode ist, daß die Abschätzung der numerischen Fehler durch das Verfahren der kleinsten Quadrate implizit möglich ist. Weiterhin kann die Gültigkeit der Lösung durch Änderung der Basisfunktionen oder Matching Punkte überprüft werden. Nachteilig ist jedoch ihre schlechte Eignung für komplexe Geometrien mit einer hohen Anzahl verschiedener Regionen wie beispielsweise ein anatomisches Modell des menschlichen Körpers. Für vereinfachte Modelle und zur Untersuchung und Charakterisierung des Absorptionsmechanismus ist sie jedoch erfolgreich angewendet worden. In [Kuster, 1993] wird MMP mit anderen Verfahren speziell im Hinblick darauf verglichen und es werden Anwendungen für homogene und inhomogene



Körpermodelle im Nahfeld verschiedener Antennen vorgestellt. Ebenso wurde sie zur Entwicklung der in [Kuster and Balzano, 1992] beschriebenen Gleichung zur Bestimmung des SARs im Nahfeld von Antennen verwendet (Abschnitt 3).

#### 4.1.4 Finite Elemente (FE)

Die Methode der finiten Elemente unterteilt den Raum bzw. die zu diskretisierende Geometrie in ein trianguliertes Gitter, für dessen Elemente lineare oder polynomiale Basisfunktionen definiert sind. Die Unbekannten werden den Feldwerten in den Knoten zugeordnet. Eine Variationsmethode oder die Methode der gewichteten Residuen wird verwendet, um ein Gleichungssystem aufzustellen, das durch Matrixinversion gelöst werden kann.

Bei Problemen der Elektrodynamik wird die Methode der finiten Elemente meist im Frequenzbereich angewendet. Lange Zeit war ihre Anwendbarkeit für diese Probleme wegen möglicher unphysikalischer Lösungen stark eingeschränkt [Sun et al., 1995]. Gut funktionierende offene Randbedingungen für auslaufende Wellen waren ebenfalls problematisch. Neuere Methoden mit Kantenelementen verhindern unphysikalische Lösungen jedoch vollständig [Jin, 1993]. Bei der Verwendung von Kantenelementen werden die Unbekannten den tangentialen Feldern auf den Kanten und nicht den Gitterknoten zugeordnet. Die vektoriellen Basisfunktionen, die innerhalb der Elemente benutzt werden, sind dann tangential zu allen Oberflächen, die die Kante enthalten, und normal zu allen anderen Oberflächen. Kantenelemente sind daher wesentlich besser für Probleme mit stark inhomogenen Strukturen geeignet, da die Randbedingungen zwischen Gebieten mit verschiedenen dielektrischen Eigenschaften automatisch eingehalten werden. Weiterhin können Diskretisierungsfehler leicht durch Kontrolle der normalen Feldkomponenten überprüft werden. Verbesserte offene Randbedingungen sind mittlerweile durch Anwendung des in [Berenger, 1994] beschriebenen Verfahrens verfügbar.

Prinzipiell lassen sich mit der Methode der finiten Elemente praktisch beliebige stark inhomogene Geometrien simulieren, wie es beispielsweise für anatomische Modelle des menschlichen Körpers notwendig ist. Dennoch ist die Erzeugung eines entsprechenden Gitters noch immer mit erheblichem Aufwand verbunden. Trotzdem wird die Methode vielfach für numerische Dosimetrie und Hyperthermie angewendet.

## 4.2 Simulation der expositionsbedingten Temperaturverteilung

Neben der Methode der finiten Elemente zur Berechnung der Temperaturverteilung wird vermehrt auch ein auf finiten Differenzen basierendes Verfahren im Zeitbereich (FDTD) eingesetzt. Da sich die FDTD-Methode in der numerischen Dosimetrie zur Berechnung der Feldverteilung in den vergangenen Jahren etabliert hat, wird ein entsprechendes Verfahren auch für die Berechnung der sich durch die Absorption der elektromagnetischen Strahlung ergebenden Temperaturerhöhung eingesetzt. Neben den unkomplizierten numerischen Eigenschaften kann dasselbe Gitter wie für die elektromagnetische Simulation benutzt werden, wodurch zusätzliche Unsicherheiten durch Diskretisierung und Interpolation vermieden werden.

Zur Berechnung der Temperaturverteilung in biologischen Körpern wird 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  $\rho$  seine Dichte. Die Größe  $S$  bezeichnet die durch Stoffwechselprozesse oder durch Absorption elektromagnetischer Strahlung erzeugte Leistung.

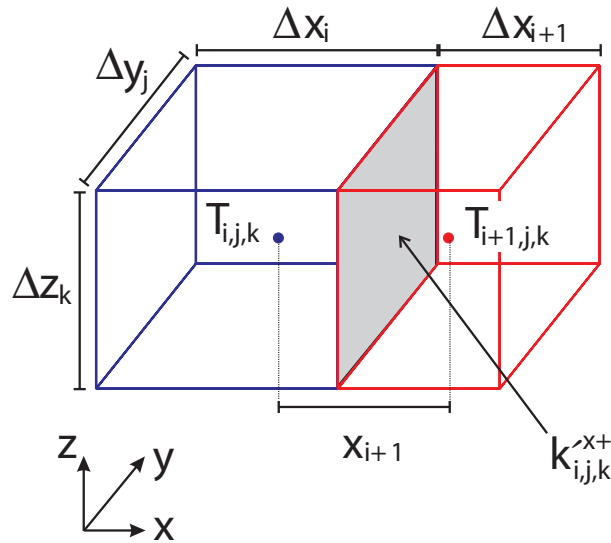


Abbildung 3: Kontrollvolumen im Gitter für thermische Simulation.

Zur Diskretisierung der BHTE wird die sogenannte Kontrollvolumenformulierung verwendet [Samaras et al., 2000]. Hierbei wird der Rechenbereich in einander nicht überschneidende Volumen unterteilt, denen eine unbekannte Temperatur  $T_{i,j,k}$  zugeordnet wird (Abbildung 3). Als Randbedingungen können eine konstante Umgebungstemperatur, Konvektion oder Strahlung integriert werden. Eine Übersicht der für die Gewebe und Randbedingungen maßgeblichen Größen findet sich in [Schmid et al., 2004b]. Ihre Parameter werden Abschnitt 6.5 besprochen.

Ein Problem der BHTE in der oben angegebenen Form ist ihre ungenügende Eignung zur Modellierung des Wärmetransports in großen Blutgefäßen. Diese muß durch Konvektion beschrieben werden, da Wärmeleistung über die Blutgefäße zu- oder abtransportiert werden kann. Das in [Kotte et al., 1996] beschriebene Verfahren (Discrete Vascular Thermal Model, DIVA) behandelt dieses Problem, indem es die Blutgefäße durch eine Kette bestimmter Gitterzellen darstellt, in denen konvektiver Wärmetransport angenommen wird. Dieser Kette von Zellen wird ein Temperaturprofil zugeordnet, das sich mit der Flußgeschwindigkeit des Blutes bewegt. In den an die Kette angrenzenden Zellen wird die Temperatur durch Wärmeaustausch zwischen Gewebe und dem durch die Kette modellierten Blutgefäß berechnet. Das DIVA-Verfahren kann mit der FDTD-Formulierung der BHTE kombiniert werden.

## 5 Experimentelle Verfahren

### 5.1 Einführung

Das SAR ist als das Verhältnis der absorbierten Leistung zur absorbierenden Masse definiert. Es kann daher sowohl direkt über die elektrischen Verluste, die durch das einkoppelnde elektromagnetische Feld hervorgerufen werden, als auch aus dem daraus resultierenden Temperaturanstieg ermittelt werden. Mit  $P$  als Leistung,  $m$  als Masse,  $\sigma$  als Leitfähigkeit,  $\rho$  als Dichte,  $E$  als Effektivwert der elektrischen Feldstärke,  $c$  als spezifischer Wärmekapazität,  $T$  als Temperatur und  $t$  als Zeit läßt sich schreiben

$$SAR = \frac{dP}{dm} = \frac{\sigma}{\rho} E^2 = c \frac{dT}{dt}. \quad (2)$$

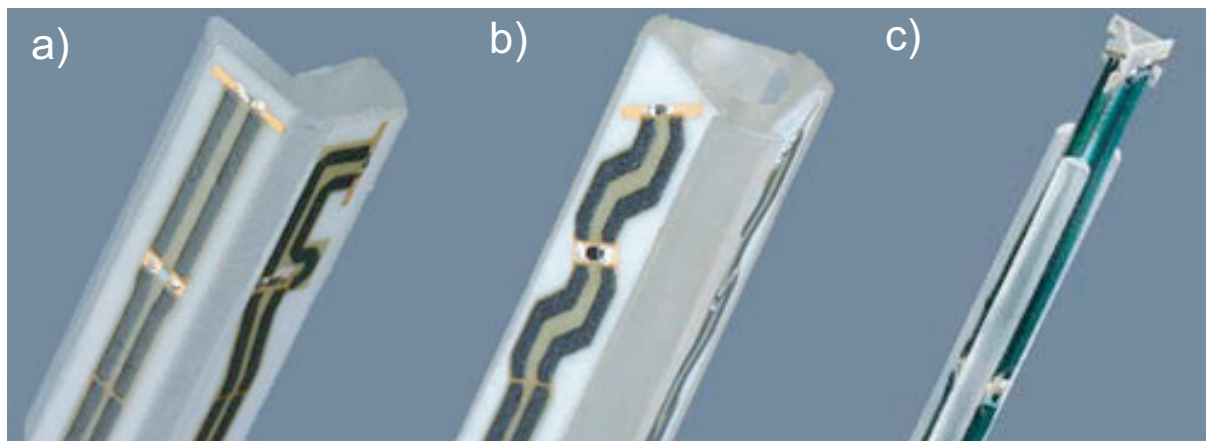


Abbildung 4: Innerer Aufbau von Sonden (nicht maßstäblich): a) universelle E-Feldsonde für Messungen in Luft oder Materialien mit niedriger Dielektrizitätskonstante, b) dosimetrische Sonde für E-Feldmessungen in gewebesimulierenden Flüssigkeiten, c) miniaturisierte dosimetrische Sonde

E-Feldsonden werden bereits seit den frühen siebziger Jahren für Messungen im Mikrowellenbereich benutzt [Johnson and Guy, 1972]. Der erste Prototyp einer isotropen Miniatursonde zur Messung elektrischer Felder mit Diodengleichrichtung für dosimetrische Anwendungen wird in [Bassen et al., 1975] vorgestellt. Auch der Gebrauch faseroptischer Feldsensoren wurde bereits in den 70er Jahren vorgeschlagen [Bassen et al., 1977]. Während sich die Messung des E-Feldes mit Sonden mit Diodengleichrichtung für dosimetrische Anwendungen in den vergangenen Jahren praktisch durchgesetzt hat [Kuster et al., 1997b], befinden sich faseroptische Sensoren vielfach noch immer in der Entwicklungsphase. In Abschnitt 5.2 wird auf diese Technologien im Einzelnen eingegangen.

Neben der eigentlichen Messung der beispielsweise durch Exposition erhöhten Gewebetemperatur ist auch die indirekte Messung des SARs durch die Temperatur nach Gleichung 2 möglich. Hierbei müssen jedoch Diffusionseffekte ausgeschlossen werden können, damit das SAR proportional zum Temperaturanstieg ist. Auf Grund thermodynamischer Prozesse ist dies jedoch nur möglich, wenn unmittelbar beim Beginn der Exposition thermisches Gleichgewicht erreicht worden ist. Zusätzlich müssen Konvektion und Wärmestrahlung in dem Zeitintervall, in dem die Messungen durchgeführt werden, vernachlässigbar klein sein.

## 5.2 Messung des elektrischen Feldes

### 5.2.1 Dipolsensoren mit Diodengleichrichtung

Isotrope Dipolsensoren mit Diodengleichrichtung bestehen aus drei kleinen rechtwinklig ausgerichteten Dipolen. Im Fußpunkt eines jeden dieser Dipole befindet sich eine Schottky-Diode zur Gleichrichtung des Signals. Über hochohmige Anschlußleitungen, die für hohe Frequenzen transparent erscheinen, ist ein Meßverstärker verbunden, der das Gleichspannungssignal weiterverarbeitet. Dieses Verfahren ist zur Messung des SARs sehr gut geeignet, da es proportional zum Quadrat des Effektivwertes des Betrages des elektrischen Feldes ist. Daher wird keine Information über die Polarisierung des Feldes benötigt. In den ersten auf dem Markt befindlichen Sonden wurden relativ niederohmige Leitungen verwendet ( $< 5 \text{ k}\Omega/\text{mm}$ ), die entweder auf kohlenstoffimprägnierten Teflonstreifen oder in Dünnschichttechnik auf einem Keramik- oder Quarzsubstrat hergestellt wurden. Die Theorie dieser Sonden wurde in zahlreichen Veröffentlichungen

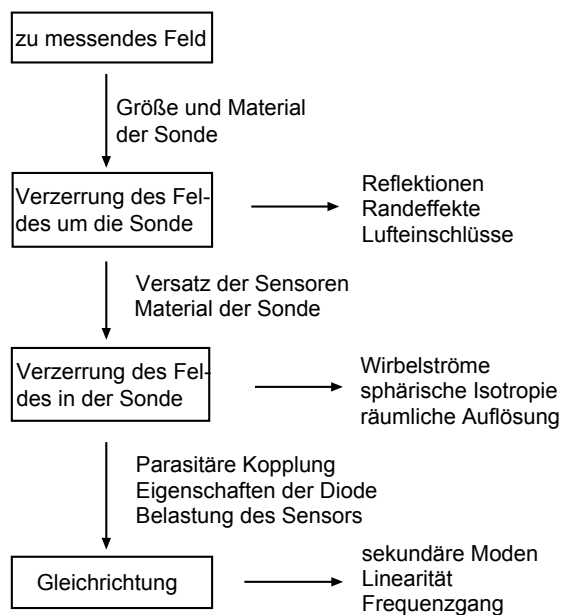


Abbildung 5: Einfluß der Konstruktionsdetails auf die Eigenschaften einer Sonde

diskutiert, und sowohl in [Bassen and Smith, 1983] als auch in [Poković, 1999] findet sich ein hervorragender Überblick.

Besondere Bedingungen gelten für Messungen in biologischem Gewebe. Durch die hohen elektrischen Verluste, die stark verkürzte Wellenlänge und den Einsatz der Sonden im Nahfeld von Sendern und Antennen entstehen stark anisotrope, schwer voraussagbare Feldverteilungen. Dies stellt hohe Anforderungen an die Sonde im Hinblick auf Isotropie, Störung bzw. Streuung des zu messenden Feldes und räumliche Auflösung. Eine ideale Sonde bestünde aus drei senkrechten Hertz'schen Dipolen, die sich an ein- und demselben Ort im Gewebe befänden. Praktische Ausführungen von Sonden bestehen aus drei elektrisch kurzen Dipolen, die sich räumlich versetzt auf dreieckig angeordneten Substraten befinden und in dielektrisches Material eingehüllt sind. Drei unterschiedliche Bauarten dieser Sonden sind in Abbildung 4 dargestellt. Auf Grund dieser Konstruktionsweise hängt das Ausgangssignal der Sonden von folgenden Parametern ab:

- Frequenz, Modulation und Feldstärke,
- Polarisation, Richtung und Gradient des Feldes,
- Materialgrenzen in der Nähe der Sonde,
- Störquellen (Rauschen, statische und niederfrequente Felder, Temperatur usw.)

Während der Kalibrierung der Sonden wird das Ausgangssignal in einer oder mehreren bestimmten Situationen gemessen, in denen sämtliche Größen genau bekannt und im Unsicherheitsbudget angegeben sind. Da die Bedingungen beim tatsächlichen Einsatz der Sonde stark von denen der Kalibrierung abweichen, muß der Einfluß aller Abweichungen bei der Angabe der gesamten Unsicherheit berücksichtigt werden. Abbildung 5 zeigt, welche Konstruktionseigenschaften der Sonde die Meßeigenschaften beeinflussen.

Weitere Einschränkungen sind hauptsächlich durch Empfindlichkeit gegenüber Sekundärmoden und konstruktionsbedingte Asymmetrien gegeben. Diese Probleme wurden vor einiger Zeit

bereits untersucht, und ein wesentlich verbessertes Design wurde in [Schmid et al., 1996] vorgestellt. Die Verbesserungen wurden durch den Einbau verteilter Filter und eine präzise symmetrische Bauweise erreicht. Die dreieckige Bauweise hat sich als sehr gut für die SAR-Messung in gewebesimulierenden Flüssigkeiten erwiesen<sup>1</sup>.

Moderne dosimetrische Sonden können im Frequenzbereich von 10 MHz bis 6 GHz eingesetzt werden. Sie haben Isotropiefehler von weniger als  $\pm 0,5$  dB und Empfindlichkeiten von 5–10  $\mu\text{W/g}$  (www.dasy4.com). 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. Eine weitere Miniaturisierung wurde in [Poković et al., 2000b] erreicht. Die dort vorgestellte Sonde besitzt zwar nur einen Sensor, kann aber auf Grund ihres extrem niedrigen Spitzendurchmessers von 1,2 mm zur dosimetrischen Messung in Petrischalen oder kleinen Versuchstieren eingesetzt werden [Schönborn et al., 2004, Schuderer et al., 2004b, Schuderer et al., 2004c]. Eine Sonde zur Erfassung der Polarisation des elektrischen Feldvektors wird in [Poković et al., 2000a] beschrieben.

### 5.2.2 Elektrooptische Sensoren

Im Gegensatz zu den Sensoren mit Diodengleichrichtung ist es unter Ausnutzung elektrooptischer Effekte möglich, elektromagnetische Felder bei kleinsten Sondenabmessungen im Zeitbereich breitbandig zu messen. Zahlreiche Fortschritte auf dem Gebiet der Halbleitertechnik und Photonik lassen die Konstruktion solcher Sonden praktikabel erscheinen, so daß sie für die kommende Generation der Nahfeldmeßtechnik eine elementare Rolle spielen werden. Im Folgenden werden diejenigen elektrooptischen Effekte diskutiert, die Meßbandbreiten von über 5 GHz erlauben.

Die wichtigsten elektrooptischen Effekte, die für die Messung elektromagnetischer Felder geeignet sind, sind der Pockels-Effekt und der quantenunterstützte Stark-Effekt (Quantum Confined Stark-Effect, QCSE). Der Pockels-Effekt beschreibt die Änderung des Brechungsindex' eines anisotropen dielektrischen Kristalls (meist Lithiumniobat,  $\text{LiNbO}_3$ ) durch elektrische Felder. Der QCSE beruht auf der Änderung des Absorptionsspektrums einer III-V-Halbleiterheterostruktur ebenfalls durch den Einfluß eines elektrischen Feldes. Diese Effekte können zur Modulation des Lichts ausgenutzt werden. Eine Alternative zu dieser *indirekten* Modulation stellt die direkte Modulation des Stromes einer Laserdiode dar, über die das zu messende Feld angelegt wird. Eine allgemeine Übersicht über elektrooptische Phänomene, Materialien und Anwendungen findet sich in [Agullo-Lopez et al., 1994].

Der typische Aufbau eines elektrooptischen Meßsystems ist in Abbildung 6 dargestellt. Es besteht aus einer Steuereinheit, die mit der eigentlichen Sonde, dem Sensorkopf, über Glasfaserleitungen verbunden ist. Durch die Glasfaserleitungen werden Störungen des zu messenden Feldes und Einkopplungen in das gemessene Signal verhindert. Das Licht eines rauscharmen Hochleistungslasers in der Steuereinheit wird mit dem von der Antenne gemessenen Signal moduliert. Das modulierte Signal gelangt über eine Glasfaserverbindung und einen optischen Detektor zu einem Signalprozessor für die weitere Verarbeitung. Zur Stromversorgung des Modulators und der Verstärker auf dem Sensorkopf wird ein zusätzlicher elektrooptischer Wandler (Solarzelle) verwendet, der von einem weiteren Laser in der Steuereinheit gespeist wird.

Die am häufigsten angewandten Modulatoren sind das Mach-Zehnder Interferometer (MZI) sowie die bereits erwähnte direkte Modulation des Stromes einer Laserdiode. Beim MZI wird das Licht einer Monomodefaser in zwei parallele Zweige auf einem  $\text{LiNbO}_3$ -Wellenleiter aufgeteilt und nach einer gewissen Länge wieder zusammengeführt. Die Fußpunktkontakte einer Dipolantenne befinden sich zwischen den beiden Zweigen, so daß das die Antennenspannung

---

<sup>1</sup>Eine Übersicht über bisherige Veröffentlichungen zu gewebesimulierenden Flüssigkeiten sowie neu entwickelte Methoden findet sich in [Kanda et al., 2004].

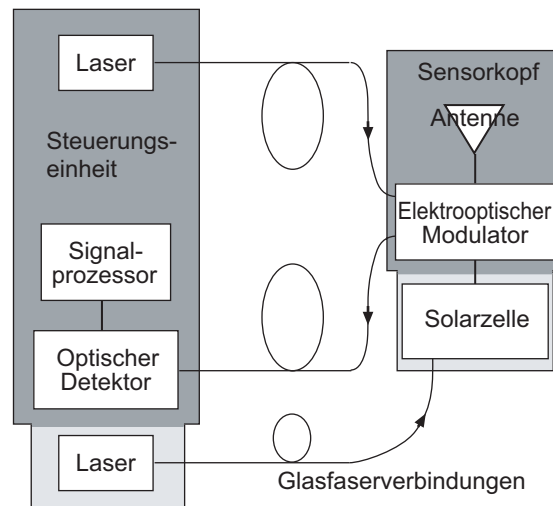


Abbildung 6: Prinzip einer elektrooptischen Sonde zur Messung elektromagnetischer Felder

den Brechungsindex und damit den Phasengang des Lichtes entgegengesetzt moduliert. Bei optimaler Einstellung des Arbeitspunktes und kleiner Aussteuerung ist die Ausgangslichtleistung des Interferometers etwa proportional der Phasendifferenz in den beiden Zweigen. Es können Empfindlichkeiten von etwa  $1\text{--}10\text{ mV}/(\text{m}\sqrt{Hz})$  erreicht werden. Die obere Grenzfrequenz des Interferometers bestimmt sich im wesentlichen durch die Länge der Zweige. Für eine hohe empfindlichkeit muß die Transitzeit durch das Interferometer wesentlich kleiner als die Periodendauer des zu messenden Signals sein. In [Tokano and H. Kobayashi, 2001, Tajima et al., 2002] wurden Interferometer mit einer 3 dB-Bandbreite von 10 GHz realisiert.

Zur direkten Modulation des Lichtes mittels QCSE werden III-V-Halbleiter verwendet, die als pn- oder pin-Sperrschichtstruktur ausgelegt sind. Eine sich ändernde Vorspannung (Meßsignal) über der Sperrschicht moduliert das elektrische Feld und damit das Absorptionsspektrum des Halbleiters. Wird der Modulator mit konstanter Wellenlänge betrieben, ändert dies die Transmission oder Reflexion des Lichtes und führt somit zu einer Intensitätsmodulation. Es werden sowohl Wellenleitermodulatoren [Satzke et al., 1995, Chiu et al., 2002] als auch Fabry-Perot-Modulatoren eingesetzt [Killey et al., 2001, Garmire, 2002], mit denen Bandbreiten von über 70 GHz erzielt werden können [Li et al., 2001]. Nachteil dieser Modulatoren ist die notwendige hohe Fertigungsgenauigkeit, da die Schichtdicken oft nur wenige Atome stark sind.

Neben der passiven Modulation (QCSE) kommt seit der Entwicklung des Vertical Cavity Surface Emitting Lasers (VCSEL) verstärkt auch aktive Modulation zum Einsatz. Hierbei wird der Arbeitspunkt des Lasers direkt durch das Meßsignal moduliert. Der VCSEL besteht aus einer kurzen ( $\lambda/2$ ) Kavität, die mit hochreflektierenden Bragg-Spiegeln abgeschlossen ist. Detaillierte Beschreibungen finden sich in [Wilmsen et al., 1999, Lei and Kilcoyne, 2002, Choquette and Lei, 2001]. Die Eigenschaften, die den VCSEL als Modulator als besonders geeignet erscheinen lassen, sind hohe Bandbreite, hoher Wirkungsgrad und niedriges Rauschen.

Von den drei vorgestellten Techniken ist die Modulation mittels MZI die populärste. Es gibt bereits zahlreiche kommerzielle Produkte. Die Nachteile sind jedoch die begrenzte Miniaturisierbarkeit und Bandbreite. Passive Modulatoren können einfach als integrierte Schaltung hergestellt werden, sind aber bezüglich ihrer Empfindlichkeit der MZI-Technik nicht überlegen. Hingegen ist die aktive Modulation mittels VCSEL auf Grund der oben geschilderten Eigenschaften am aussichtsreichsten für künftige Entwicklungen miniaturisierter optischer E-Feldsensoren.

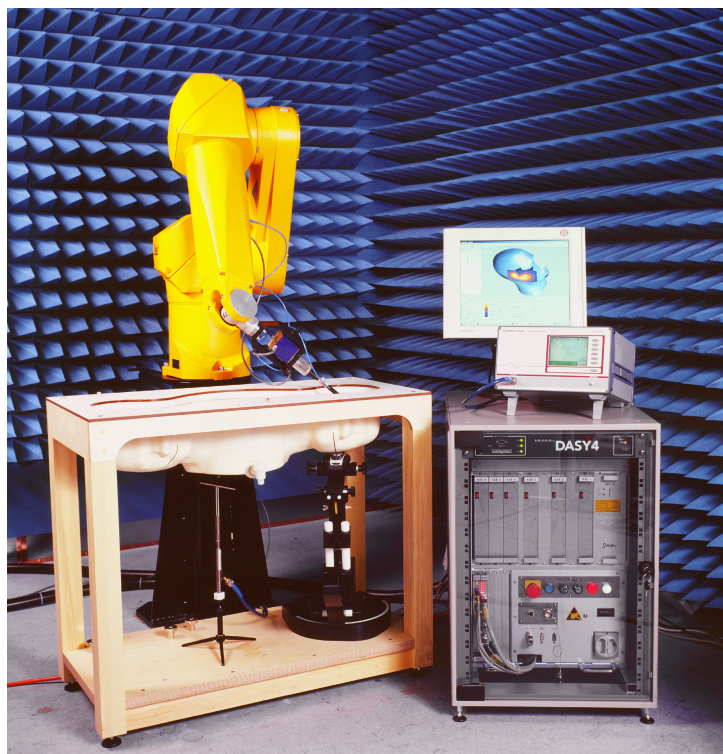


Abbildung 7: SAR-Meßsystem (Schmid & Partner Engineering AG, Zürich) mit Präzisionsroboter, flüssigkeitsgefülltem Phantom und Steuerungs- und Datenerfassungseinheit.)

### 5.2.3 Automatische dosimetrische Scanner

Bei der Messung der dreidimensionalen SAR-Verteilung innerhalb eines Phantoms müssen oft mehrere hundert Punkte berücksichtigt werden. Besonders bei hohen Frequenzen müssen diese Punkte mit höchster Genauigkeit bestimmt sein, um angesichts der hohen Dämpfung und schnellen örtlichen Änderung der Felder wiederholbare Meßergebnisse zu erhalten. Hohe Genauigkeit ist auch erforderlich, um das in einem Volumen gemittelte SAR auszuwerten. Es liegt auf der Hand, daß der Meßprozeß automatisiert sein muß, wenn diese Messungen routinemäßig durchgeführt werden.

Obwohl automatische Scanner mit Temperatursonden technisch möglich sind, wäre ihre Arbeitsgeschwindigkeit unakzeptabel langsam. Deswegen und wegen der niedrigen Empfindlichkeit der Temperatursonden wurden bisher nur Scanner mit E-Feldsonden entwickelt. Die Systeme reichen von eindimensionalen Positionierern [Cleveland and Athey, 1989] über dreiachsige Scanner [Stuchly et al., 1983] bis hin zu sechsachsigen Robotern [Balzano et al., 1995].

In [Schmid et al., 1996] wird das erste System beschrieben, das für die Typprüfung von Mobiltelefonen entwickelt wurde. Es besteht aus einem sechsachsigen Präzisionsroboter mit einer Wiederholgenauigkeit von weniger als  $\pm 0.2$  mm, isotropen E-Feldsonden mit Diodengleichrichtung, optischer Oberflächendetektion zur automatischen Positionierung der Sonde und hochentwickelter Software zur Datenverarbeitung und Steuerung der Messungen (Abbildung 7). In den letzten Jahren wurde es ständig weiterentwickelt und an die Anforderungen der neusten Standards zur Typprüfung von Mobiltelefonen und am Körper getragenen Geräten angepaßt (z. B. [IEEE, 2003b, IEC, 2004]). Aufwendige Messungen wie beispielsweise Spatial Peak SAR können innerhalb von 15 Minuten durchgeführt werden und die Steuerungssoftware verfügt über einen Algorithmus zur SAR-Extraktion nach IEEE 1529 [IEEE, 2003a].



## 5.3 Temperaturmessungen

### 5.3.1 Temperatursonden mit Thermistoren

Temperatursonden mit Thermistoren wurden zuerst in [Bowman, 1976] beschrieben. Diese Sonden verwenden Thermistoren mit hohem Widerstand, die mit hochohmigen Zuleitungen verbunden sind. Durch das Vierdrahtverfahren, eine hochohmige Stromquelle und einen Spannungsverstärker kann die Temperatur trotz der Temperaturabhängigkeit der Zuleitungen genau gemessen werden. Anforderungen an die Temperatursonden sind:

- *Kleine Abmessungen:* Die Sonde muß möglichst klein sein, um starke Temperaturgradienten aufzulösen und die Temperatur und das elektromagnetische Feld nicht zu stören.
- *Nichtleitende Materialien:* Nur elektrisch nichtleitende Materialien verhindern ein Aufheizen der Sonde durch induzierte Ströme und sind transparent für die elektromagnetischen Felder.
- *Niedriger Rauschpegel:* Insbesondere bei dynamischen Temperaturmessungen (z. B. für SAR) müssen sehr geringe Schwankungen genau detektiert werden. Daher sollte der Rauschpegel nicht größer als 10 mK sein.
- *Kurze Ansprechzeit:* Eine kurze Ansprechzeit ist für die Messung einer ungleichförmigen SAR-Verteilung unbedingt notwendig, da der Temperaturanstieg  $dT/dt$  lediglich so lange proportional zum SAR ist, bis Wärmediffusion einsetzt [Moros and Pickard, 1999]. In [Schuderer et al., 2004a] wird gezeigt, daß ein für SAR-Messungen geeigneter Sensor sehr viel kleinere Ansprechzeiten als 200 ms haben muß, um Messungen von Feldern oder Temperaturverteilungen mit starken Gradienten zu ermöglichen.

In [Burkhardt et al., 1996] wird eine Empfindlichkeit von 5 mK für eine Sonde angegeben, die auf einem VITEK Thermistor element mit einem Spitzendurchmesser von 1 mm basiert (BSD Medical Devices, USA). Für diesen Sensor werden jedoch eine Ansprechzeit von 240 ms und ein Rauschpegel von 5 mK angegeben. In [Schuderer et al., 2004a] wird eine neue hochauflösende Miniatursonde beschrieben (Abbildung 8). Diese Sonde hat einen thermischen Rauschpegel von 4 mK und eine Anstiegszeit von etwa 10 ms. Die Empfindlichkeit beträgt 0.5 mK/s bei 10 s Auswertungszeit. Die Sonde selbst besteht aus amorphem Germanium, das auf eine Glasspitze aufgebracht wird. Die äußeren Abmessungen der Spitze sind  $30 \times 0.4 \times 0.25 \text{ mm}^3$ , was eine sehr hohe räumliche Auflösung von  $0.02 \text{ mm}^3$  ermöglicht. Die Sonde ist hervorragend geeignet, um starke Gradienten des SARs und der Temperatur zu messen. Außerdem erlauben die geringen Dimensionen Messungen in der Nähe von Materialübergängen. Größere kommerzielle Sonden erreichen Empfindlichkeiten von bis zu 0.15 mK/s bei 10 s Auswertungszeit.

### 5.3.2 Optische Temperatursonden

In den 80er Jahren wurden Temperatursonden entwickelt, die thermooptische Effekte ausnutzen. Diese werden unter anderem zur Temperaturüberwachung in Hochspannungstransformatoren, industriellen Mikrowellenöfen und für Hyperthermie und Dosimetrie eingesetzt.

Einer der ausgenutzten Effekte ist die Abklingrate einer phosphoreszierenden Schicht an der Spitze einer optischen Faser. Bevorzugt wird ein Material mit exponentieller Abklingrate und langer Halbwertszeit eingesetzt [Wickersheim and Sun, 1987]. Moderne, auf dem Markt erhältliche Sonden haben selten einen Rauschpegel von unter  $\pm 0.1 \text{ K} - \pm 0.25 \text{ K}$  und eine Ansprechzeit von 0.25 s - 1 s. Es existieren auch Mehrkanalsonden mit einem Meßbereich von  $-200^\circ\text{C}$  bis  $450^\circ\text{C}$ .



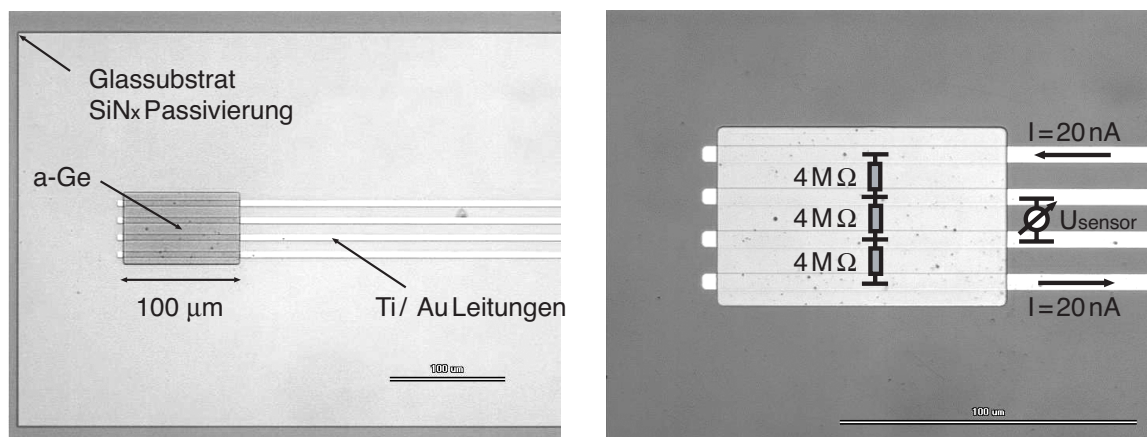


Abbildung 8: Thermistor einer Miniaturthermosonde: Aufbau (links) und Prinzipschaltung (rechts)

Ein weiterer Effekt, der zur Temperaturmessung verwendet wurde, ist die interferometrische Verschiebung eines Hohlraumresonators, der mit einem Material mit sehr hohem, temperaturabhängigem Brechungsindex gefüllt ist. Diese Sonden erreichen Empfindlichkeiten bis zu 10 mK/s bei 10s Auswertungszeit. Durch verbesserte Auswertung der Daten bei dosimetrischen Messungen in biologischem Gewebe konnte die Empfindlichkeit auf 2–3 mK/s verbessert werden [Burkhardt et al., 1996].

### 5.3.3 Temperaturmessung durch Strahlung

Durch Messung der abgestrahlten Temperatur (Infrarotfotographie) ist es möglich, das zu messende Feld durch die Meßsonde nicht zu verfälschen. Da große Oberflächen schnell mit thermographischen Kameras erfaßt werden können, war dies eines der ersten Verfahren zur Messung von SAR [Guy, 1971]. Die SAR-Verteilung wird auf den Oberflächen halbiertes Tierkadaver oder dosimetrischer Phantome aufgenommen, die aus einer mit gallertartigem gewebesimulierenden Material gefüllten Fiberglasshülle bestehen. In [Nojima et al., 1991] wird ein Kopfmodell beschrieben, das aus verschiedenen Keramiken, Kohlenstoffpulver und Kunstharzen besteht. Dieses Modell wird verwendet, um die Strahlungsbelastung durch Mobiltelefone zu ermitteln. Um ausreichende Empfindlichkeit bei Antennenabständen von bis zu 150 mm zu erreichen, muß eine Speiseleistung von 200 W verwendet werden.

Die Technik der Infrarotfotographie wurde in den vergangenen Jahren ständig verbessert, und es stehen hochentwickelte Geräte für verschiedene Anwendungen zur Verfügung (z. B. Medizintechnik). Moderne Verfahren erlauben einen Einsatz mit Leistungen, wie sie bei GSM-Telefonen verwendet werden. Beispielsweise untersucht [Taurisano and Vorst, 2000] den durch die Verwendung von GSM-Telefonen erzeugten Temperaturanstieg in verschiedenen Regionen des Kopfes. Zur genauen Messung kleiner Temperaturänderungen, wie es bei SAR Messungen erforderlich ist, muß man folgende Fehlerquellen berücksichtigen: (1) Die thermischen Eigenschaften und das Abstrahlverhalten der untersuchten Materialien müssen genau bestimmt werden. (2) Die Hintergrundstrahlung muß möglichst gleichmäßig sein. (3) Verdampfungskühlung oder Konvektion durch Luftfluß kann erhebliche Fehler verursachen und muß daher unter Kontrolle gehalten werden. (4) Unterschiedliche Kameraperspektiven können die Meßergebnisse beeinflussen [Cetas, 1978].

Durch Infrarotfotographie können Temperatur oder SAR auf einer Oberfläche sehr schnell und mit hoher Auflösung gemessen werden. Weiterhin wird das einfallende Feld nicht durch

eine Meßsonde gestört. Trotzdem ist die Methode für Messungen von Geräten mit geringer bis sehr geringer Leistung nur eingeschränkt geeignet, da sie eine relativ niedrige Empfindlichkeit aufweist, hohe Anforderungen an die Meßumgebung stellt und lediglich auf Querschnitten und Oberflächen angewendet werden kann.

### 5.3.4 Schlußfolgerungen

Hohe Empfindlichkeit, wie sie beispielsweise für SAR-Messungen für Typprüfung oder zur Messung geringer Temperaturerhöhungen durch körpernahe Sender notwendig ist, kann lediglich durch Temperatursonden mit Thermistoren erreicht werden. Diese können eine Empfindlichkeit von bis zu 0.15 mK/s und einen Rauschpegel von 0.005 K aufweisen. Außerdem ist die räumliche Auflösung der kompakten Sonden hervorragend und kann die Auflösung von Sonden mit Dipolsensoren weit übertreffen. Für Messungen in sehr kleinen Strukturen (z. B. Kadavern von Kleintieren, Petrischalen usw.) stellen Temperaturmessungen mit Miniatursonden mit Thermistoren oft die einzige Möglichkeit dar.

## 6 Modellierung des menschlichen Körpers

### 6.1 Übersicht

Dieser Abschnitt diskutiert die Modellierung des menschlichen Körpers unter den für das Projekt wichtigen Gesichtspunkten. Zunächst wird eine kurze Übersicht über die Entwicklung numerischer Modelle des Körpers gegeben. Danach werden die für die Absorption elektromagnetischer Strahlung maßgeblichen biophysikalischen Eigenschaften der einzelnen Körpergewebe sowie der Einfluß ihrer Unsicherheiten auf die Absorption besprochen. Der Abschnitt schließt mit einer ausführlichen Übersicht über die Gewebeverteilung an verschiedenen Stellen des Rumpfbereiches des Körpers sowie einer Betrachtung thermophysiologicaler Parameter und deren Modellierung.

### 6.2 Numerische Körpermodelle

Die Fortschritte der Computertechnik ermöglicht seit Mitte der neunziger Jahre die detailgetreue Abbildung des menschlichen Körpers als numerisches Modell. Zahlreiche Forschungsgruppen aus der Medizin, der ionisierenden Strahlung und der nichtionisierenden Strahlung entwickelten daraufhin mit Hilfe bildgebender Verfahren (Computertomographie, CT, oder Magnetresonanztomographie, MRI) Modelle, die den inneren Aufbau des Körpers genau wiedergeben. Es existieren zahlreiche Modelle für europäische und asiatische Erwachsene (z. B. [Dimbylow, 1995, Zankl and Wittmann, 1995, Nagaoka et al., 2004]), Kinder [Veit et al., 1989] und auch Schwangere [Shi and Xu, 2004].

Eine Darstellung mit weit besserer Genauigkeit als MRI oder CT ermöglicht das im Visible Human Project [Ackerman, 1998] verwendete Verfahren, bei dem tiefgefrorene Schnitte des Körpers mit einer hochauflösenden Kamera aufgenommen werden. Es stehen Schnittbilder eines erwachsenen Mannes und einer erwachsenen Frau zur Verfügung. Eine ausführlichere Übersicht verschiedener Studien, bei denen Körpermodelle entwickelt wurden, findet sich in [Nagaoka et al., 2004].

Eine Einschränkung vieler entwickelter Modelle ist ihre relativ grobe Auflösung mit einer fest vorgegebenen Schrittweite in einem rechtwinkligen Gitter. In vielen Studien werden Schrittweiten bis zu 30 mm verwendet (Tabelle 1 in Abschnitt 7.1). Hierbei gehen kleine Details im numerischen Modell verloren. Ein verbessertes Verfahren wird in [Christ et al., 2005] beschrieben. Hierbei werden die Grenzen der Organe und Gewebeschichten in den Schnittbildern in eine mathematische Darstellung (Polygonzug) übertragen. Die eigentliche Diskretisierung kann dann

mit beliebiger Auflösung im Rechenraum vorgenommen werden, wodurch eine detailgenaue Darstellung auch kleiner anatomischer Einzelheiten möglich wird. Unter anderem ist das männliche Körpermodell des Visible Human Projects in diesem Format erhältlich.

### 6.3 Biophysikalische Eigenschaften der Körpergewebe

#### 6.3.1 Elektrische Eigenschaften biologischer Gewebe

Die elektrischen Eigenschaften biologischer Gewebe haben verschiedene Einflüsse auf die Absorption elektromagnetischer Strahlung. Im Nahfeld überwiegt induktive Kopplung, und das SAR wird hauptsächlich durch induzierte Wirbelströme hervorgerufen (Abschnitt 3). Im Fernfeld hingegen bestimmen Reflexions- und Anpaßeffekte die Kopplung des abgestrahlten Feldes. In diesem Fall müssen sowohl die Leitfähigkeit als auch die Dielektrizitätskonstante berücksichtigt werden, die beide innerhalb des für drahtlose Übertragung benutzten Spektrums sehr stark variieren<sup>2</sup>. Durch Forschungsarbeiten in den vergangenen Jahren konnte eine umfangreiche und genaue Datenbank mit den elektrischen Eigenschaften biologischer Gewebe zusammengestellt werden. Eine Literaturübersicht wurde 1996 von Gabriel herausgegeben [Gabriel et al., 1996a]. Zusätzlich stellte dieselbe Forschungsgruppe Meßdaten für den Frequenzbereich von 10 Hz bis 20 GHz vor [Gabriel et al., 1996b] und entwickelte ein parametrisches Modell für eine große Anzahl menschlicher Körpergewebe [Gabriel et al., 1996c], das auf mehrfachen Cole-Cole Dispersionsstermen gründet [Cole and Cole, 1941] und in zahlreichen einschlägigen Arbeiten angewendet wird. Nach [Gabriel et al., 1996a] lassen sich die wesentlichen Eigenschaften folgendermaßen zusammenfassen:

- Bei Frequenzen unter 100 Hz erreicht die relative Dielektrizitätskonstante biologischer Gewebe Werte über  $10^6$  und nimmt bei höheren Frequenzen ab.
- Die  $\alpha$ -Dispersion bestimmt die Gewebeeigenschaften bis in den Bereich einiger hundert Kilohertz und ist auf ionische Diffusionsprozesse an der Zellmembran zurückzuführen.
- Die  $\beta$ -Dispersion beginnt bei einigen hundert Kilohertz und erstreckt sich über mehr als drei Dekaden. Sie wird durch Polarisierung der Zellmembrane und Markomoleküle verursacht.
- Die im Gigahertz-Bereich vorherrschende  $\gamma$ -Dispersion wird durch die Polarisierung der Wassermoleküle bestimmt.

#### 6.3.2 Unsicherheiten der elektrischen Eigenschaften

Die meisten verfügbaren Daten, die zur Entwicklung des Modells benutzt wurden, basieren auf Messungen an totem Gewebe. Einige wenige Studien untersuchen die Änderungen der dielektrischen Eigenschaften beim Übergang vom Leben zum Tod [Burdette and Friederich, 1986, Schmid et al., 2003a, Schmid et al., 2003b]. Alle diese Studien zeigen, daß die elektrische Leitfähigkeit und die Dielektrizitätskonstante innerhalb weniger Stunden nach dem Eintreten des Todes abnehmen, was mit der Verringerung des Blutgehaltes im Gewebe durch das Ende des Kreislaufs begründet wird. Weitere Unsicherheiten werden durch altersbedingte Veränderungen der Gewebeparameter hervorgerufen. Einige frühe Studien weisen eine höhere Dielektrizitätskonstante und Leitfähigkeit im Gewebe von Gehirnen neugeborener und junger Mäuse und Kaninchen nach [Thurai et al., 1984, Thurai et al., 1985]. Diese Ergebnisse wurden kürzlich durch [Peyman et al., 2001] für den Frequenzbereich von 130 MHz bis 10 GHz bestätigt. In diesem Bereich herrscht  $\gamma$ -Dispersion durch Polarisierungseffekte der Wassermoleküle vor, weswegen diese

---

<sup>2</sup>Die relative magnetische Permeabilität kann für alle biologischen Gewebe als 1 angenommen werden.

altersbedingten Veränderungen im Wesentlichen dem Wassergehalt des Gewebes zugeschrieben werden. Das Maß für den Wassergehalt des Körpers ist das Total Body Water (TBW). Dieser fällt gemäß [Altman, 1974] während des ersten Lebensjahres und bleibt danach konstant, so daß schon im Kindesalter keine Unsicherheiten der Gewebeparameter durch Veränderungen des TBWs zu erwarten sind.

Dennoch finden sich in der Literatur Abweichungen von den in [Gabriel et al., 1996c] angegebenen Gewebeparametern. Eine vergleichende Übersicht mit diesen - vorwiegend älteren - Quellen findet sich in [Hurt et al., 2000]. Stärkere Abweichungen treten lediglich bei stark inhomogenen Geweben auf (z. B. Knochenmark, aufgeblähte Lunge). Ziel von [Hurt et al., 2000] ist es, den Einfluß dieser Unsicherheiten auf das SAR zu ermitteln. Dazu wird eine dielektrischen Kugel (20 mm Radius) unter Einfall einer ebenen Welle für Frequenzen zwischen 50 MHz und 1 GHz untersucht. Die untersuchten Schwankungen ( $\frac{1}{3} - \frac{4}{3}$  der komplexen Dielektrizitätskonstante von Muskelgewebe) können zu starken Schwankungen der lokalen SAR-Verteilung innerhalb der Kugel führen, auch wenn sich das über die gesamte Kugel gemittelte SAR nicht sehr stark ändert. Die Anwendbarkeit dieser Ergebnisse werden in einer Folgearbeit derselben Gruppe [Gajsek et al., 2001] an Hand eines anatomischen Modells eines menschlichen Körpers überprüft. Das Modell wird mit 3 mm Schrittweite aufgelöst und mit der FDTD-Methode simuliert (Abschnitt 4.1). Es wird ebenfalls eine ebene Welle im Frequenzbereich von 70 MHz bis 2 GHz verwendet. Zur Betrachtung der Auswirkung möglicher Unsicherheiten der Gewebeparameter wurden die komplexen Dielektrizitätskonstanten mit 0.5 und 2.0 skaliert. Wenn nur einzelne Gewebe (z. B. Haut-, Muskel- oder Fettgewebe) verändert werden, kann es zu sehr starken lokalen Schwankungen im lokalen SAR kommen. Für die Hoden wird ein maximaler Anstieg von über 12 dB angegeben, während die Abweichungen beim über den ganzen Körper gemittelten Wert kleiner als  $\pm 1.5$  dB sind.

Der mögliche Einfluß altersabhängiger höherer Leitfähigkeit und Dielektrizitätskonstante nach [Peyman et al., 2001] auf die Absorption im Kopf wird in [Gandhi and Kang, 2002] untersucht. Zwei inhomogene anatomische Köpfe, die auf die Größe von Kinderköpfen skaliert wurden, werden der Strahlung eines generischen Mobiltelefons bei 835 MHz und 1900 MHz ausgesetzt. Leitfähigkeit und Dielektrizitätskonstante werden dabei verdoppelt. Während sich dadurch für die 1 g SAR-Werte bei 835 MHz ein Anstieg von bis zu 2.5 dB ergibt, erhöhen sich die 10 g Werte bei 835 MHz sowie 1 g und 10 g SAR bei 1900 MHz lediglich um Maximal 1.2 dB. Eine weitere Veröffentlichung derselben Autoren untersucht diesen Effekt bei Frequenzen von 2.45 GHz und 5.15–5.85 GHz an Hand von gewebesimulierenden Flüssigkeiten. Die Leitfähigkeit der in [IEC, 2004] angegebenen Parameter wird um den Faktor 2 erhöht. Dies führt zu einem Anstieg von etwa 0.5 dB bei 2.45 GHz. Bei Frequenzen über 5 GHz ist der Effekt vernachlässigbar.

Eine weitere Studie [Wang et al., 2004] schlägt zur Untersuchung altersabhängige Effekte eine Gleichung vor, die auf Lichteneckers Gesetz [Lichtenecker, 1926] basiert und mit der sich die dielektrischen Eigenschaften von Gewebe für jüngere Kinder an Hand des TBWs extrapolieren lassen. Die Studie untersucht ebenfalls die Absorption im Kopf, kann aber für Kinder im Alter von drei oder sieben Jahren keine maßgeblichen Unterschiede nachweisen.

## 6.4 Gewebeverteilung im Rumpfbereich

### 6.4.1 Einführung

Die derzeitigen Standards zur Typprüfung drahtloser Geräte schreiben die Verwendung gewebesimulierender Flüssigkeiten vor, die die konservative Messung der Strahlungsabsorption im Kopf des Benutzers eines Mobiltelefons erlauben [IEEE, 2003b, IEC, 2001, ARIB STD-T56, 2002, FCC, 2001]. Die dielektrischen Parameter der Flüssigkeiten, die das Gewebe des Kopfes nachbilden, basieren auf einer Fallstudie, die die Gewebezusammensetzung im Bereich des Ohres und des Schläfenbeins unter dem Aspekt maximaler Strahlungsabsorption untersucht [Drossos et al., 2000].

Die Studie untersucht Stehwellen- und Anpassungseffekte bei verschiedenen eindimensionalen Schichtungen und Dicken der im Kopf vorkommenden Gewebe unter Berücksichtigung von Kindern und Erwachsenen. Die Relevanz dieser Effekte beim Einsatz von Mobiltelefonen wurde erstmals in [Meier et al., 1997] beschrieben.

Gewebeabhängige Absorption im Nahfeld von Hyperthermieapplikatoren wird in [Chou, 1992] untersucht. Die Studie zeigt einen signifikanten Einfluß der Fettschicht zwischen Haut- und Muskelgewebe auf die Feldverteilung. Während bei fehlender Fettschicht das Absorptionsmaximum im Zentrum der bestrahlten Fläche liegt, kann es bei Fettschichtdicken zwischen 2,5 mm und 20 mm zu starken Überhöhungen an den Rändern des Applikators kommen. Da die Gewebeverteilung im Rumpfbereich sich grundlegend von der des Kopfes unterscheidet, wurde zur Charakterisierung des Absorptionsverhaltens die Gewebeverteilung an verschiedenen Regionen des Körpers bestimmt, die möglicherweise empfindliches Gewebe enthalten oder deren Belastung durch körpernahe Sender wahrscheinlich ist. Für die Untersuchung wurde die anatomisch richtige Streuung der Gewebesichtdicken abhängig von Alter und Geschlecht ermittelt.

#### 6.4.2 Anatomische Zusammensetzung der Gewebe

Zur Ermittlung der charakteristischen Gewebeverteilung an allen Regionen des Rumpfes wurden die Schnittbilder des Körpers des Visible Human Projects [Visible Human Project, 1996] verwendet. Folgende Körperregionen und Gewebezusammensetzungen wurden bestimmt:

- Vorderer Thorax: Haut, Bindegewebe, Fettgewebe, Brustgewebe, Konchen, Muskelgewebe, verschiedene innere Organe (Herz, Lunge, Leber, Thymus)
- Vorderes Abdomen: Haut, Bindegewebe, Muskelgewebe, Darm
- Rückwärtiger Thorax: Haut, Bindegewebe, Knochen, innere Organe (Lunge, Leber)
- Rückwärtiges Abdomen: Haut, Bindegewebe, Muskelgewebe, Knochen, innere Organe (Niere, Milz)
- Rückgrat: Haut, Bindegewebe, Wirbel (Knochen), Rückenmarksflüssigkeit, Rückenmark
- Gliedmaßen: Haut, Bindegewebe, Muskelgewebe, Knochen

Die Geschlechtsorgane wurden bei dieser Einteilung bewußt nicht miteinbezogen, da ihre Anatomie durch ein eindimensionales Schichtenmodell nur ungenügend wiedergegeben wird.<sup>3</sup> Zusätzlich zu den anatomischen Zusammensetzungen wurde ein generisches Körpermodell definiert, um theoretische Grenzfälle zu ermitteln und zu überprüfen, ob diese in der anatomisch korrekten Schichtung berücksichtigt werden. Das generische Modell besteht aus Haut, Fett- und Muskelgewebe. Diese drei Gewebetypen wurden gewählt, da Fettgewebe im Vergleich zu stark wasserhaltigem Gewebe (Haut, Muskeln) eine wesentlich geringere Dielektrizitätskonstante und Leitfähigkeit aufweist, so daß sich eventuelle Stehwelleneffekte hier am deutlichsten abzeichnen. Die Dicke der Fettschicht des generischen Modells wurde entsprechend variiert.

#### 6.4.3 Dicken der Gewebeschichten

Die typischen Dicken der einzelnen Gewebeschichten wurden im Rahmen einer umfangreichen Literaturstudie ermittelt. Die Ergebnisse für die oben aufgezählten Körperregionen finden sich in den Tabellen 2 - 7 im Anhang. Einige Quellen geben obere und untere Grenzwerte für die typischen Schichtdicken an, andere Mittelwert und Standardabweichung. In diesem Fall wurde

<sup>3</sup>Die Strahlungsabsorption in den Geschlechtsorganen wird im weiteren Verlauf der Studie mit detailgetreuen anatomischen Modellen numerisch untersucht.

die zweifache Standardabweichung zur Bestimmung der oberen und unteren Grenzwerte gewählt. Im Folgenden werden die einzelnen Gewebetypen mit Quellenangaben aufgeführt:

- Haut: Die Werte für die Dicke der Haut für Kinder (0-5 Jahre) und Erwachsene (26-60 Jahre) schließen die Epidermis und die Dermis ein [Snyder et al., 1975, Seidenari et al., 2000].
- Bindegewebe: Der Fettgehalt des Bindegewebes variiert [Snyder et al., 1975]. Werte für Kinder (7-11 Jahre) wurden aus [Tafeit et al., 2001] und für Erwachsene (20-70 Jahre) aus [Tafeit et al., 2000] entnommen.
- Muskel: Die maximale Dicke des Muskelgewebes ist 30 mm [Bunce, 2002, Futter et al., 2003, Hodges, 2003, Abe et al., 2000]. Auf Grund der hohen Dämpfung im Gewebe wird diese Dicke als hinreichend angenommen.
- Knochen: Die Stärke der Knochen umfaßt den kortikalen und den trabekulären Anteil. Werte für die Rippen und die Wirbel Erwachsener (21-25 Jahre) finden sich in [Snyder et al., 1975] und in [Geusens et al., 1991] die Werte für Kinder (3-9 Jahre).
- Rückenmark: Die Daten für die Rückenmarksflüssigkeit wurden an Hand der Abmessungen des subarachnoiden Raumes ermittelt [Gabor, URL], der die Flüssigkeit enthält. Die Variationsbreite berücksichtigt die größten und kleinsten Wirbel. Für Kinder werden dieselben Werte wie für Erwachsene verwendet, da in der einschlägigen Literatur keine weiteren Angaben zur Verfügung stehen. Das Nervengewebe des Rückenmarks wird als letztes in der Gewebefolge angenommen, da auf Grund der hohen Dämpfung kein weiterer wesentlicher Beitrag zum SAR durch Reflexionen erwartet wird.
- Innere Organe: Die inneren Organe sind jeweils die letzten in der Gewebefolge. Auf Grund der hohen Dämpfung wird kein weiterer wesentlicher Beitrag zum SAR durch Reflexionen erwartet, da das Maximum des SARs in der Regel in den vorderen Gewebeschichten (in der Haut) oder am Beginn eines inneren Organs liegt. Daher werden sie als Abschluß des geschichteten Modells verwendet.<sup>4</sup>

Für das generische Körpermodell wird eine Hautdicke zwischen 0.4 mm und 2.6 mm angenommen [Snyder et al., 1975]. Die Dicke der Fettgewebeschicht wird von null bis zu einer halben Wellenlänge variiert, um sämtliche Effekte durch Anpassung und Reflexionen sowie stark adipöse Körper zu berücksichtigen. Die ermittelten Gewebezusammensetzungen decken sämtliche anatomisch korrekten Fälle ab. An Hand ihrer werden im weiteren Verlauf der Studie die Fälle maximaler Strahlungsabsorption im Nahfeld und im Fernfeld ermittelt werden.

## 6.5 Thermophysiologische Eigenschaften biologischer Gewebe

### 6.5.1 Lokale Erhitzung biologischer Gewebe

Der Schaden, den biologisches Gewebe auf Grund eines Temperaturanstiegs nehmen kann, hängt von der Temperatur und der Zeitdauer ab, der das Gewebe der Erwärmung ausgesetzt ist. Für das Gewebe von Säugetieren können Temperaturen ab 41°C als kritisch angesehen werden. Für Temperaturen oberhalb einer Grenze von 43°C nimmt man an, daß sich die Zeitdauer, die für eine bestimmte Schädigung benötigt wird, bei einem Anstieg um 1°C halbiert. Beispielsweise kann ein Gewebe, das nach einer Belastung mit 43°C von 60 Minuten Dauer eine irreversible Schädigung erleidet, denselben Schaden nehmen, wenn es 30 Minuten lang mit 44°C belastet

---

<sup>4</sup>Zusätzliche Effekte auf das SAR, wie sie durch die Form der Organe auftreten können sowie die Belastung einzelner Organe werden an Hand der anatomischen Körpermodelle untersucht.

würde. Für temperaturabhängige Gewebeschädigung wird daher der CEM 43°C-Wert (Cumulative Equivalent Minutes) definiert [Goldstein et al., 2003].

In Menschen wurden durch lokale Belastung mit Hochfrequenz Effekte wie Schwitzen und erhöhte Durchblutung hervorgerufen. Die Unterschiede zwischen der Schmerzschwelle und der für nachweisbare Schädigung des Gewebes durch die Hitzebelastung sind jedoch hoch. Die empfindlichsten Organe sind das Gehirn und die Hoden ( $< 20$  CEM 43°C). Andere empfindliche Gewebe sind Bindehaut, Knochenmark und die Nieren. Mäßig empfindlich sind beispielsweise Haut, Darm, Netzhaut und Hornhaut. Hier entstehen Verletzungen bei 21-40 CEM 43°C. Mit 41-80 CEM 43°C vergleichsweise widerstandsfähig sind beispielsweise Fett, Muskel und Nerven (außer Gehirn). Eine Empfehlung der ICNIRP (International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection) zum Schutz von Patienten bei MRI-Aufnahmen besagt, daß schädliche Effekte durch lokale thermische Belastung vermieden werden können, wenn die Temperatur im Bereich des Kopfes 38°C, im Bereich des Rumpfes 39°C und in den Gliedmaßen 40°C nicht übersteigt [ICNIRP, 2004].

### 6.5.2 Unsicherheiten thermischer Parameter

Die thermischen Parameter der BHTE (Abschnitt 4.2) für biologisches Gewebe werden beispielsweise in [Duck, 1990] angegeben. Eine Übersicht der Werte für menschliche Gewebe im Rumpfbereich findet sich in Tabelle 8 im Anhang. Für die genaue Ermittlung der thermischen Belastung durch Absorption muß jedoch die Abhängigkeit dieser Parameter von der Temperatur beachtet werden. In der einschlägigen Literatur finden sich verschiedene Ansätze hierzu, die im Folgenden besprochen werden sollen.

Allgemein führt Temperaturanstieg im Gewebe ebenfalls zu erhöhter thermischer Leitfähigkeit. Im Bereich von 37°C - 45°C ist dieser jedoch nach [Duck, 1990] geringer als 1%. Von Stärkeren Abweichungen berichten [Bhattacharya and Mahajan, 2003]. Bei *in vitro* Messungen von Schafskollagen und Kuhleber zwischen 37°C - 40°C zeigten sich Veränderungen von bis zu 10%. Solche Ergebnisse entsprechen dem Verhalten von Wasser und sind daher möglicherweise nicht uneingeschränkt auf wasserarmes Gewebe wie Fett übertragbar. Fette können, wenn sie nicht hochrein sind, in zwei verschiedenen Phasen koexistieren. In [Duck, 1990] findet sich eine empirische Gleichung zur Berechnung der thermischen Leitfähigkeit unter diesen Bedingungen. Zur Anwendung dieser Gleichung auf menschliches Fettgewebe sind jedoch nicht genügend Parameter bekannt, so daß mit Werten aus Tabelle 8 gearbeitet werden muß.

Die Durchblutung des Gewebes ist eine zentrale Größe der Thermoregulation. Die die funktionalen Zusammenhänge der Thermoregulation sind kompliziert, und die Durchblutung hängt insbesondere in der Haut nicht nur von der lokalen Temperatur ab [Charkoudian, 2003]. In der Literatur werden verschiedene Modelle zur Berechnung der Durchblutung verwendet, die zu stark unterschiedlichen Ergebnissen führen. Beispielsweise wird in [Hoque and Gandhi, 1988] ein vom Gewebetyp unabhängiger Anstieg im Bereich zwischen 35°C und 45°C um den Faktor 5 beschrieben. Ein aufwendigeres Modell, das in [Lang et al., 1999] vorgestellt wird, unterscheidet zwischen Muskel- und Fettgewebe. Für denselben Temperaturbereich wird für Fett lediglich ein Anstieg der Durchblutung um 100% angegeben, während sie im Muskel um einen Faktor 8.5 ansteigt. Die durch Stoffwechselprozesse verursachte Wärmeentwicklung steigt exponentiell mit der Körpertemperatur. Eine ausführliche Übersicht über die Thermoregulation des Körpers unter Einwirkung elektromagnetischer Felder wird in [Adair and Black, 2003] gegeben.

## 7 Studien zur Strahlungsabsorption im Rumpfbereich durch körpernahe Sender

### 7.1 Numerische Dosimetrie

#### 7.1.1 Einleitung

Die überwiegende Anzahl der Veröffentlichungen der letzten Jahre zur Absorption elektromagnetischer Strahlung im Nahfeld von Antennen befaßt sich mit der Dosimetrie von Mobiltelefonen. Eine Übersicht hierzu wird in [Burkhardt and Kuster, 1999] und in [Christ and Kuster, 2005] gegeben. Die meisten Studien, die den Rumpf oder den ganzen menschlichen Körper berücksichtigen, befassen sich mit der Strahlungsabsorption im Fernfeld. In der Regel wird der Körper mit einer ebenen Welle bestrahlt, und die untersuchten Größen sind das über den ganzen Körper gemittelte SAR in Abhängigkeit der Feldstärke sowie Effekte durch Resonanzen des Körpers. Eine einfache Näherung für das SAR im Körper wird in [Durney et al., 1979] angegeben. Detaillierte numerische Untersuchungen (FDTD) mit anatomisch korrekten Modellen für Frequenzen zwischen 1 MHz und 3 GHz finden sich in [Dimbylow, 1997, Dimbylow, 2002]. Fernfeldbedingungen werden ebenfalls in den meisten Studien zur Exposition durch Basisstationen angenommen (z. B. [Bernardi et al., 2003a]). Das einfallende Feld wird hierbei durch strahlenoptische Methoden berechnet und kann stark inhomogen sein, die Absorption und die Streuung im und um den exponierten Körper wirken jedoch nicht auf die Antenne zurück, wie es bei körpernahen Sendern der Fall wäre. Im folgenden wird daher lediglich auf solche Studien eingegangen, die die lokale Absorption untersuchen und die Wechselwirkung des Körpers mit dem Sender oder der Antenne berücksichtigen.

In den nächsten Abschnitten wird eine Übersicht über bisherige Studien zur Absorption im Rumpfbereich durch körpernahe Sender gegeben. Dabei werden zunächst analytische und halb-analytische Verfahren zusammengefaßt. Die Studien, die anatomische Modelle des menschlichen Körpers verwenden, werden danach ausführlich diskutiert und bewertet. Lediglich ein Teil dieser Studien legt den Schwerpunkt auf die Dosimetrie. Zahlreiche Veröffentlichungen befassen sich mit dem Einfluß des Körpers auf die Eigenschaften der Antenne (Verstimmung, Wirkungsgrad usw.). Diese werden in getrennten Abschnitten im Hinblick auf die Absorption im Körper diskutiert (Tabelle 1). Da die Studien in der Regel nur Teilaspekte der für das Projekt wichtigen Fragestellungen betrachten, ist eine systematische Einteilung der Ergebnisse und Aussagen praktisch nicht möglich. Daher wird erst in Abschnitt 7.4 eine kurze zusammenfassende Bewertung abgegeben.

#### 7.1.2 Studien mit generischen Körpermodellen

Wie bereits erwähnt benutzen die meisten Publikationen numerische Methoden (vorwiegend FDTD), um die Absorption im Nahfeld von Sendern zu bestimmen. In einigen Studien werden stark vereinfachte generische Modelle des menschlichen Körpers verwendet, die sich mit analytischen und halbanalytischen Methoden behandeln lassen. Solche Modelle können den Körper zwar nur ansatzweise beschreiben, geben aber trotzdem den zu Grunde liegenden Absorptionsmechanismus (Abschnitt 3) wieder und sind frei von den allgemeinen Unsicherheiten numerischer Methoden.

In [Cottis et al., 1990] und [Reyhani and Glover, 1999] werden zylindrische Modelle zur Modellierung des Körpers entwickelt. In [Cottis et al., 1990] wird eine Green'sche Funktion für einen geschichteten (Haut - Fett - Muskel), unendlich ausgedehnten Zylinder entwickelt. Dieser wird mit verschiedenen Apertur- und Loop-Antennen bestrahlt, um die Eindringtiefe der Felder für Hyperthermieanwendungen bei 27 MHz zu maximieren. Es werden jedoch keine Impedanzen oder Speiseleistungen angegeben, was die Vergleichbarkeit der präsentierten Ergebnisse erschwert. Ei-



ne weitere Green'sche Funktion für einen homogenen, in der Länge begrenzten Zylinder wird in [Reyhani and Glover, 1999] vorgestellt, jedoch wird sie im Rahmen der Studie nicht angewendet.

Die Strahlungsbelastung im Nahfeld tragbarer VHF- und UHF-Sender, die zwischen 80 MHz und 750 MHz arbeiten, wird in [Kuster, 1992] untersucht. Mit Hilfe der MMP-Methode und homogener rotationssymmetrischer Körpermodelle werden Sicherheitsabstände für im Rumpfbereich des Körpers, auf der Schulter und am Kopf getragene Geräte systematisch ermittelt, in denen der gemittelte SAR-Wert den damaligen Standards entspricht. Im UHF-Bereich werden die Sender als Dipolantennen modelliert, während für den VHF-Bereich Monopolantennen auf einem generischen Sender verwendet werden. Die Studie folgert, daß die untersuchten Bauweisen der Sender bei Leistungen zwischen 1 und 10 Watt in mindestens 40 mm Abstand vom Körper getragen werden sollen, um die SAR-Grenzwerte für kontrollierte Umgebungen einzuhalten. Dies ist für auf der Schulter getragene VHF-Antennen nicht möglich, da sich ihr Fußpunkt in unmittelbarer Nähe des Körpers befindet. Die Studie demonstriert die Anwendbarkeit der MMP-Methode für vereinfachte Modelle realistischer Situationen und gibt Richtlinien für den Gebrauch von Sendern in der Nähe des Körpers.

### 7.1.3 Studien zur Antennencharakteristik

Die Untersuchungen zum Einfluß des menschlichen Körpers auf die Charakteristik der Antennen befassen sich hauptsächlich mit einfachen Dipol- oder Loop-Antennen, die in Pagern und zur drahtlosen Datenübertragung bei medizinischen Geräten eingesetzt werden. [Chuang, 1994] untersucht die Abstrahlcharakteristik einer Dipolantenne bei 840 MHz vor dem Kopf (10–50 mm) und dem Abdomen (6 mm) des Benutzers. Zur Berechnung werden gekoppelte Integralgleichungen für das elektrische Feld verwendet, die mit der Momentenmethode gelöst werden (Abschnitt 4). Das verwendete Körpermodell ist homogen. Mit abnehmender Distanz vom Kopf wird zunehmend mehr Leistung absorbiert. Bei kurzem Abstand vom Abdomen gelangen 85 % der Leistung in den Körper. Weiterhin verstimmt sich die Antenne in Abhängigkeit von Lage und Distanz.

In [Chuang and Chen, 1997] werden Wirkungsgrad, Fernfeld und Impedanz für kleine Loop-Antennen (17 mm Radius) bei 152 MHz, 280 MHz und 400 MHz untersucht, die in 10–150 mm Abstand zum Körper am Gürtel oder in der Brusttasche getragen werden. Die Antennen sind parallel oder senkrecht zur Körperoberfläche orientiert. Die Studie zeigt, daß die in den Körper eingekoppelte Energie sehr stark von der Orientierung der Antenne und der Betriebsfrequenz abhängt. Liegt die Antennenschleife parallel zum Körper, werden bei kurzem Abstand mehr als 94 % der Leistung im Körper absorbiert (152 MHz). Die geringste Absorption wird für Orientierung senkrecht zur Körperoberfläche und parallel zur saggitalen Ebene angegeben. Ebenso fällt die Absorption bei steigender Frequenz, so daß unter günstigsten Bedingungen lediglich etwa 30 % der Leistung in den Körper einkoppeln. Der Einfluß auf den Realteil der Fußpunktimpedanz ist entsprechend. Charakteristische Unterschiede zwischen den Positionen der Antenne (Gürtel oder Brusttasche) treten nicht auf. Dies ist jedoch vermutlich auf die Verwendung eines homogenen Körpermodells zurückzuführen. Die SAR-Verteilung im Gewebe wird in der Studie nicht untersucht.

In zwei weiteren Veröffentlichungen derselben Autoren werden die Untersuchungen fortgesetzt: In [Chen and Chuang, 1998b] wird der Frequenzbereich auf 50–400 MHz erweitert, und in [Chen and Chuang, 1998a] wird eine superquadratische Schleifenstruktur (rechteckige Schleife mit abgerundeten Ecken) untersucht. Die Ergebnisse aus [Chuang and Chen, 1997] werden hier im wesentlichen bestätigt.

Verschiedene Antennentypen (Loop, Monopol, Pifa) für die drahtlose medizinische Überwachung werden in [Scanlon and Evans, 2001] bei 418 MHz, 916 MHz und 2450 MHz untersucht. Es werden homogene anatomische Körpermodelle eines sechsjährigen Mädchens und eines männli-

chen Erwachsenen [Visible Human Project, 1996] verwendet, die die Sender bzw. Antennen über der Brust tragen. Für die Loopantenne wird bei 418 MHz ein Wirkungsgrad von 60.7 % angegeben (29.3 % Absorption). Bei 916 MHz steigt der Anteil der absorbierten Leistung auf über 90 %, was zunächst im Widerspruch zu den Beobachtungen von [Chuang and Chen, 1997] zu stehen scheint. Dies wird jedoch mit der höheren elektrischen Leitfähigkeit des Körpergewebes bei 916 MHz begründet und durch Messungen des Fernfeldes bestätigt. Andererseits unterscheiden sich die Leitfähigkeiten von Körpergewebe bei diesen Frequenzen lediglich um etwa 10 %. Auf Grund des im Verhältnis zur Wellenlänge größeren Abstandes der Antenne zum Körper ist ebenfalls ein Abfall der absorbierten Leistung zu erwarten [Loeser et al., 2005].

Bei 2450 MHz werden ein generischer Sender mit Monopol und eine Pifa-Antenne verwendet. Für die Monopolantenne wird bei 50 mm Abstand ein Wirkungsgrad von etwa 50 % angegeben und durch Messungen bestätigt. Bei der verwendeten Pifa-Antenne in 15 mm Abstand steigt die absorbierte Leistung auf 75 % an. Starke Unterschiede bis zu 20 dB in Abhängigkeit von der Orientierung der Antenne zum Körper wurden angegeben. Für alle Simulationen in dieser Studie wurde die FDTD-Methode mit einer Gitterschrittweite von 5 mm verwendet. Bei 2450 GHz entspricht das einer Auflösung von 3–4 Zellen pro Wellenlänge im Gewebe. Im Allgemeinen wird eine Schrittweite von maximal 10 Zellen pro Wellenlänge empfohlen (Abschnitt 4), so daß die Unsicherheit der bei 2450 GHz durchgeführten Simulationen zu hoch erscheint, um allgemein verwertbare Schlußfolgerungen zu ziehen.

#### 7.1.4 Dosimetrische Studien

Wie bereits erwähnt befassen sich zahlreiche Studien mit der über den ganzen Körper gemittelten SAR-Verteilung bei Belastung im Fernfeld. Einige frühe Arbeiten untersuchen die Absorption im Nahfeld von HF-Versieglungsmaschinen [Chatterjee et al., 1980, Chen and Gandhi, 1989] bei 27–41 MHz. Diese Maschinen besitzen ein sehr hohes Streufeld im Arbeitsbereich des Bedienpersonals [Chatterjee et al., 1980], das die durch ICNIRP festgelegten Grenzwerte um mehr als eine Größenordnung überschreitet. Während in [Chatterjee et al., 1980] das Nahfeld durch Überlagerung ebener Wellen simuliert wird [Clemmow, 1996], wird in [Chen and Gandhi, 1989] bereits die FDTD-Methode mit einem verhältnismäßig fein aufgelösten (26.2 mm) anatomischen Körpermodell verwendet (Tabelle 1). Um anatomische Einzelheiten oder Gewebeschichten im Submillimeterbereich korrekt wiederzugeben, ist diese Auflösung jedoch unzureichend. Vergleiche eines ähnlich grob aufgelösten Körpermodells mit Messungen mit einer E-Feldsonde zeigen jedoch, daß diese Modelle bereits die Größenordnung der lokalen Absorption korrekt wiedergeben [Stuchly et al., 1986].

Das über den gesamten Körper gemittelte SAR, das durch einen Elementardipol in 200–800 mm Abstand erzeugt wird, wird in [Watanabe et al., 1994] im Frequenzbereich von 30–300 MHz analysiert, um den Einfluß eventueller Körperresonanzen zu ermitteln. Der Dipol befindet sich vor dem Abdomen, wobei das elektrische Feld sowohl parallel zur Körperachse (E-Polarisation) als auch normal zu ihr (H-Polarisation) orientiert wird. Resonanzeffekte werden nur bei E-Polarisation in 800 mm Abstand zwischen Körper und Dipol bei einer Frequenz um 70 MHz beobachtet. Obwohl die Auflösung des verwendeten Körpermodells (30.1 mm) zu grob ist, um die lokale Absorption im Nahfeld genau zu charakterisieren, ist sie für Resonanzeffekte jedoch hinreichend, da hierfür im Wesentlichen die äußeren Abmessungen des Körpers und die Auflösung der Wellenlänge im FDTD-Gitter maßgeblich sind.

Mit demselben Modell unter feinerer Auflösung (10 mm) wird in [Watanabe and Taki, 1996] die lokale SAR-Verteilung untersucht. An Stelle eines Elementardipols wird ein kurzer Dipol verwendet, der jedoch nicht näher beschrieben wird. Die Voxelgröße von  $10 \times 10 \times 10 \text{ mm}^3$  wird als 1 g-Mittelungsvolumen für das lokale SAR betrachtet. Bei kurzem Abstand (200 mm) befindet sich das SAR-Maximum beim Fußpunkt der Antenne. Bei größeren Entfernungen (800 mm,

Fernfeld) tritt es im Bereich des Halses und der Beine auf. Resonanzeffekte, die höheres lokales SAR bezogen auf das über den gesamten Körper gemittelte erzeugen können, wurden ebenfalls erst für Fernfeldbedingungen nachgewiesen.

Der Einfluß der Gewebeschichten auf die Absorption wird in [Chuang, 1997] mit einem stark vereinfachten Körpermodell untersucht. Das bereits in [Chuang, 1994] verwendete Modell wurde um eine 8–16 mm starke Fettschicht mit geringerer Dielektrizitätskonstante und Leitfähigkeit vor dem Abdomen erweitert, um eventuelle Schirmungseffekte durch das zusätzliche Dielektrikum zu untersuchen. Bei Bestrahlung mit einer Dipolantenne bei 915 MHz in 5–25 mm Abstand tritt auch durchweg eine Verringerung um bis zu 50 % des lokalen SARs auf. Diese ist aber eher auf den durch die Fettschicht vergrößerten Abstand zwischen Antennenfußpunkt und dem stark verlustreichen Muskelgewebe zurückzuführen als auf einen Schirmungseffekt. Bemerkenswert ist, daß die SAR-Maxima bei dem Modell mit der Fettschicht nicht über dem Antennenfußpunkt, sondern an den Enden der Antenne auftreten. Ein ähnlicher Effekt wurde bereits in [Chou, 1992] beschrieben. Ein Manko des verwendeten Modells ist die fehlende Haut vor der Fettschicht. Auf Grund der hohen Verluste in Hautgewebe ist dort ebenfalls erhöhte Absorption zu erwarten. Insofern ist die Anwendbarkeit der Studie für realistische Fälle fraglich.

Ein generisches Mobiltelefon mit Monopolantenne, das in der Hemdtasche über der Brust getragen wird, wird in [Kang and Gandhi, 2002] im Hinblick auf Einhaltung der SAR Grenzwerte bei 835 MHz und 1900 MHz untersucht. Es werden sowohl ein inhomogenes anatomisches Modell (2 mm Schrittweite) als auch ein experimentelles rechteckiges Flachphantom, das mit körporgewebesimulierender Flüssigkeit gefüllt ist, betrachtet. Als Referenzwert für die Einhaltung der Grenzwerte wird das mit dem SAM-Phantom ermittelte SAR für den Kopf herangezogen [IEEE, 2003b]. Während der Abstand des in der Brusttasche getragenen oder unter dem Flachphantom positionierten Mobiltelefones zwischen 2 mm und 8 mm variiert wird, definiert [IEEE, 2003b] zwei Testpositionen für das SAM-Phantom. SAM modelliert die Ohrmuschel durch eine auf 6 mm verstärkte dielektrische Hülle. Dadurch kann es zu vergleichsweise großen Abständen zwischen dem Antennenfußpunkt und der gewebesimulierenden Flüssigkeit kommen. Die Studie findet 2–7fach erhöhte SAR Werte für das untersuchte Telefon, wenn es nicht am Kopf, sondern in der Brusttasche betrieben wird. Diese sind im Wesentlichen auf den geringeren Abstand zwischen Fußpunkt und Gewebe zurückzuführen.

Ein Vergleich des Absorptionsverhaltens zwischen homogenen und inhomogenen anatomischen Modellen eines männlichen Erwachsenen findet sich in [Catarinucci et al., 2003a]. Die Exposition des Kopfes und des vorderen Thorax' durch eine Basisstationsantenne bei 900 MHz in 200–600 mm Abstand wird untersucht. Während sich die maximalen gemittelten SAR-Werte (1 und 10 g) zwischen homogenem und inhomogenem Modell praktisch nicht unterscheiden, werden auf Grund der unterschiedlichen lokalen SAR Verteilung Abweichungen von bis zu 40 % beobachtet, wenn nur ein nicht näher spezifizierter Teil des Kopfes betrachtet wird. Bei einer Antennenausgangsleistung von 32 W werden die einschlägigen Grenzwerte der Studie nach auch bei 200 mm Abstand zwischen Antenne und Körper nicht verletzt. Eine weitere Veröffentlichung derselben Gruppe [Catarinucci et al., 2003b] vergleicht ein weiteres Modell eines männlichen Erwachsenen mit den bisherigen Resultaten. Dabei wird auch der Einfluß der dielektrischen Parameter der homogenen Modelle diskutiert. Im Gegensatz zu den Ergebnissen der vorigen Studie werden Abweichungen des gemittelten SARs von bis zu 50 % für homogene und inhomogene Modellierung desselben Körpers beobachtet. Ähnlich große Abweichungen finden sich auch bei den homogenen Modellen verschiedener Körper, so daß die Studie schlußfolgert, daß die äußere Form des Modells relevanter sei als die innere Struktur. Die vorgestellten Ergebnisse wurden jedoch nur mit zwei verschiedenen Körpermodellen mit relativ hoher Gitterauflösung (3–4 mm) ermittelt, so daß es fraglich erscheint, ob sich die Aussagen verallgemeinern lassen.

Um die direkte Exposition des Kopfes durch die Antenne eines Mobiltelefons zu verhindern, kommen oft Freisprecheinrichtungen zum Einsatz, bei denen ein Ohrhörer über Kabel mit dem

am Gürtel getragenen Telefon verbunden ist. Durch parasitäre Kopplung können auch hochfrequente Ströme in das Kabel gelangen, die wiederum hohe Exposition des Kopfes und des Rumpfbereiches, an dem das Kabel entlang läuft, verursachen können. In [Troulis et al., 2003] wird ein solcher Fall untersucht. Ein generisches Mobiltelefon mit Monopolantenne befindet sich im Hüftbereich eines inhomogenen Modells, und ein sowohl induktiv als auch galvanisch gekoppeltes Kabel führt zum Kopf. Es werden SAR und Wirkungsgrad bei Positionierung des Telefons am Kopf und an der Hüfte mit und ohne Kabel miteinander verglichen. Der Studie zu Folge steigt die im Körper absorbierte Leistung bei Verwendung der Freisprecheinrichtung von etwa 24 % auf fast 60 %. Es werden ebenfalls Stehwellen auf dem Kabel beobachtet sowie eine entlang dem Kabel verlaufende erhöhte Absorption im Körper. Die über 1 g und 10 g gemittelten SAR-Werte steigen bei Verwendung der Freisprecheinrichtung um etwa 3–5 dB. Das absolute Maximum befindet sich im Handgelenk, unter dem das Kabel verläuft. Die für die Diskretisierung des Körpermodells verwendete Gitterauflösung ist jedoch mit 5 mm zu grob, um anatomische Einzelheiten der Gewebeschichten korrekt wiederzugeben und bei einer Frequenz von 1800 MHz wegen des ungünstigen Verhältnisses der Wellenlänge zur Gitterschrittweite numerisch problematisch.

Eine weitere Konfiguration eines an der Hüfte getragenen Mobiltelefons mit Freisprecheinrichtung wird in [Bit-Babik et al., 2003] untersucht. Es wird ebenfalls ein inhomogenes Körpermodell mit 5 mm Auflösung verwendet, dieses aber bei einer niedrigeren Frequenz von 900 MHz simuliert, was numerisch unproblematisch ist. Zusätzlich wird ein generisches Körpermodell verwendet, bei dem der Rumpf durch einen Zylinder und der Kopf durch eine Kugel dargestellt wird. Anstelle des generischen Telefons wird eine Dipolantenne verwendet, an die das Kabel zum Ohrhörer parasitär angekoppelt ist. Die Studie zeigt einen ähnlichen Verlauf der SAR-Verteilung im Körper entlang dem Kabel wie [Troulis et al., 2003] sowie Stehwellen auf dem Kabel und die Verlagerung des absoluten Maximums vom Kopf in den Bereich der Hüfte. Das absolute Maximum des gemittelten 1 g SARs fällt in der Hüftregion sowohl des generischen als auch des anatomischen Modells bei Verwendung der Freisprecheinrichtung im Vergleich zum Kopf um etwa 1.5–2.0 dB.

Veröffentlichung	Sender/Antenne	Methode	Freq. [MHz]	Belastete Stelle	Abstand [mm]	Körpermodell, Auflösung	Abschnitt
[Chatterjee et al., 1980]	HF Versiegelungsmaschine	Ebene Wellen, EFIE, MoM	27, 77, 350	-	-	Inhomogen, 180 Zellen	7.1.4
[Stuchly et al., 1986]	resonanter Dipol	EFIE, MoM	350	oberer Thorax	73	Homogen, 180 Zellen	7.1.4
[Chen and Gandhi, 1989]	HF Versiegelungsmaschine	FDTD	27-41	vorderes Abdomen	209.6	Inhomogen, 26.2mm	7.1.4
[Kuster, 1992]	Dipol, generisches Funkgerät mit Monopol	MMP	80-750	Rumpf, Kopf	25-200	homogen	7.1.2
[Kuster, 1993]	Dipol, Helix, implantiert	MMP	200, 900	Nierengegend, Kopf	0, 25	Homogen, mit Nieren	4.1.3
[Chuang, 1994]	Dipol	CIE, MoM	840	Kopf, vorderes Abdomen	6	Homogen, 8-50mm	7.1.3
[Watanabe et al., 1994]	Elementardipol	FDTD	30-300	vorderes Abdomen	200-800	Homogen, 30.1mm	7.1.4
[Watanabe and Taki, 1996]	Kurzer Dipol, Ebene Welle	FDTD	30-300	vorderes Abdomen	200-800	Homogen, 10mm	7.1.4
[Chuang, 1997]	Dipol	CIE, MoM	915	vorderes Abdomen	5-25	Homogen mit optionaler Fett- schicht(keine Haut), 8-32mm	7.1.4
[Chuang and Chen, 1997]	Loop-Antenne	CIE, MoM	152, 280, 400	Abdomen und Thorax (vorne)	10-150	Homogen	7.1.3
[Chen and Chuang, 1998b]	Loop-Antenne	CIE, MoM	50-400	Abdomen (vorne)	20	Homogen	7.1.3
[Chen and Chuang, 1998a]	Loop-Antenne	CIE, MoM	280	Abdomen und Thorax (vorne)	20	Homogen	7.1.3
[Scanlon and Evans, 2001]	Loop, Monopol mit Box, Pifa	FDTD	418, 916, 2450	Thorax (vorne)	5-50	Homogen, 5mm Kind und Erwachsener	7.1.3
[Kang and Gandhi, 2002]	Generisches Telefon mit Monopol	FDTD	835, 1900	Thorax (vorne)	2-8	Inhomogen, 2mm und planar, homogen	7.1.4
[Catarinucci et al., 2003a]	Basisstationsantenne	FDTD	900	Kopf, vorderer Thorax	200-600	Inhomogen und Homogen, 4mm	7.1.4
[Catarinucci et al., 2003b]	Dipol, Basisstationsantenne	FDTD	900	Kopf, vorderer Thorax	200-500	Inhomogen und Homogen, 3mm, 4mm	7.1.4
[Troulis et al., 2003]	Generisches Telefon mit drahtge- bundener Freisprecheinrichtung	FDTD	1800	Hüfte	5	inhomogen, 5mm	7.1.4
[Bit-Babik et al., 2003]	Dipol mit drahtgebundener Freisprecheinrichtung	FDTD	900	Hüfte	5-10	inhomogen, 5mm, generisches Modell	7.1.4

Tabelle 1: Numerische Studien zur Exposition des menschlichen Körpers im Nahfeld von Antennen

## 7.2 Experimentelle Dosimetrie

Nur wenige Veröffentlichungen der vergangenen Jahre beschäftigen sich mit der Messung der Strahlungsbelastung durch körpernahe Geräte. Dies ist vermutlich einerseits darauf zurückzuführen, daß die standardisierten Meßverfahren für diesen Anwendungsbereich erst im Entstehen sind [IEC, 2004, FCC, 1997], andererseits lagen die Forschungsschwerpunkte nicht nur im numerischen, sondern auch im experimentellen Bereich auf dem Ermitteln der Absorption im Kopf des Mobiltelefonbenutzers.

Eine ältere Studie befaßt sich mit der Messung des SARs in homogenen Modellen von Kindern und Erwachsenen im Nahfeld von mobilen UHF-Antennen (835 MHz), wie sie in Fahrzeugen zum Einsatz kommen [Guy and Chou, 1986]. Die Modelle bestehen aus gelgefüllten Glasfaserhüllen mit den dielektrischen Parametern von Muskelgewebe. Innere Organe oder etwa Haut, Fett oder Knochen wurden nicht modelliert. SAR und E-Feld wurden thermografisch, mit einer Temperatursonde sowie mit E-Feldsonden gemessen, wobei verschiedene Körperpartien der Modelle in Abständen von 97 mm bis 630 mm der Strahlung ausgesetzt wurden. Die Antennen waren sowohl auf dem Dach als auch auf der Kofferraumhaube eines Fahrzeugs befestigt. Die Studie schließt mit der Angabe der maximal möglichen Antennenausgangsleistung, unter der die damals gültigen Richtlinien für die Absorption im Körper eingehalten wurden. Man kann jedoch nicht mit Sicherheit folgern, daß die untersuchten Positionen auch Grenzfälle einschließen. Ebenfalls geben die verwendeten Methoden keine Effekte durch unterschiedliche Gewebetypen wieder. Ähnliches gilt für die bereits in Abschnitt 7.1.4 besprochene Studie [Stuchly et al., 1986], in der numerische Ergebnisse mit Messungen verglichen werden.

In [Nielsen and Pedersen, 2001] wird die im Körper absorbierte Leistung von Mobiltelefonen ermittelt, wenn diese in der Brusttasche oder in der Jackentasche an der Hüfte getragen werden. Es wurden GSM-Telefone verschiedener Bauart mit eingebauten und externen Antennen bei 900 MHz und 1800 MHz untersucht. Die Telefone wurden von 18 Testpersonen getragen und an einem Ganzkörperphantom befestigt. Für die Bestimmung der Absorption werden die vom Telefon gesendete und die an der Basisstation empfangene Leistung mit und ohne Benutzer ausgewertet und verglichen. Hierbei wurde das Telefon in einem geschlossenen Gebäude getragen. Die Ergebnisse streuen innerhalb der einzelnen Benutzer sehr stark. Es werden Werte zwischen 3,5 dB und 9,5 dB angegeben. Die Streuungen für die verschiedenen Gerätetypen und Nutzungspositionen ist jedoch mit 1–2 dB deutlich geringer. Auch wenn die Ergebnisse angesichts der verwendeten Methodik (ungenau Beschreibung der Position bzw. des Abstands vom Körper, Messung in unkontrollierter Umgebung) schlecht zu reproduzieren sind, zeigen sie dennoch, daß ein nicht zu vernachlässigender Teil der Leistung des Telefons im Körper des Benutzers absorbiert werden kann. Ein Vergleich dieses Teils der Leistung mit dem unter normalen Bedingungen im Kopf absorbierten wird jedoch nicht angestellt.

SAR-Messungen eines in einen tragbaren Computer eingebauten WLAN-Modules nach IEEE 802.11b werden in [Schmid et al., 2004a] beschrieben. Die maximale Ausgangsleistung der Antenne, die sich in der Oberkante des Bildschirms befindet, ist 39,5 mW. Eine Messung in 60 mm Abstand von der Antenne ergab eine Leistungsdichte von 5 % des entsprechenden Grenzwertes. Mit einem homogenen Phantom wurde nach [CENELEC, 2002] ein über 10 g gemittelter SAR-Wert von 0,06 W/kg gemessen, was 3 % des Grenzwertes entspricht.

## 7.3 Thermische Effekte

Wie bereits bei der experimentellen Dosimetrie für Belastung durch das Nahfeld körpernaher Sender beschäftigt sich die Mehrzahl der Publikationen über thermische Effekte ebenfalls mit der durch Mobiltelefone im Kopf des Benutzers erzeugten Belastung. Zur Berechnung des SARs und der Temperaturverteilung wird in der Regel die FDTD-Methode (Abschnitt 4) verwendet [Van Leeuwen et al., 1999, Wang and Fujiwara, 1999, Gandhi et al., 2001]. Die Ergebnisse die-

ser Studien sind im allgemeinen konsistent und zeigen Temperaturerhöhungen im Gehirn von nicht mehr als  $0,1$ - $0,2^{\circ}\text{C}$  bei  $0,25\text{ W}$  Sendeleistung. In [Van Leeuwen et al., 1999] wird das in Abschnitt 4.2 vorgestellte DIVA-Modell verwendet, um die natürliche Durchblutung des Gehirns zu simulieren. Im Vergleich mit der konventionellen Modellierung des Blutflusses durch die BHTE zeigen sich lokale Unterschiede im Temperaturanstieg um maximal einen Faktor 7. Dies trifft jedoch nur für kleine Blutgefäße zu, so daß sich für das Gehirn insgesamt keine signifikanten Änderungen ergeben.

Zahlreiche Veröffentlichungen befassen sich mit dem Temperaturanstieg bei Belastung im Fernfeld einer Antenne. In [Bernardi et al., 2003b] werden die Effekte der thermischen Regulierung bei einem geerdeten menschlichen Körper diskutiert. Bei einer Belastung bei der Resonanzfrequenz des geerdeten Körpers mit  $0,2\text{ mW}/\text{cm}^2$  steigt auf Grund der thermischen Regulierung die Temperatur in den Knöcheln (Ort der höchsten Belastung) um  $0,7^{\circ}\text{C}$ , wobei die Wärme sich über den Körper verteilt. Unter Vernachlässigung der Regulierungsprozesse steigt die lokale Temperatur wesentlich stärker.

In [Gustrau and Bahr, 2002] wird die Erwärmung eines generischen Hautmodells untersucht, das aus drei Schichten, Haut, Fett und Muskel, besteht. Es wird ein Frequenzbereich zwischen  $3\text{ GHz}$  und  $100\text{ GHz}$  betrachtet. Hierbei können praktisch immer Fernfeldbedingungen angenommen werden. Außerdem dringen die Felder nicht sehr weit in den Körper ein. Die Studie untersucht unter anderem den durch Bestrahlung ( $77\text{ GHz}$ ,  $10\text{ mW}/\text{cm}^2$ ) hervorgerufenen Temperaturanstieg in der Haut und zeigt, daß die isolierende Wirkung der Fettschicht einen starken Einfluß haben kann. So wird im dreischichtigen Modell nach einer Belastung von 15 Minuten Dauer eine Temperaturerhöhung von  $0,84^{\circ}\text{C}$  angegeben. Läßt man die Fettschicht weg, steigt die Temperatur der Haut lediglich um  $0,4^{\circ}\text{C}$ . Hierbei wurden jedoch keine Effekte durch thermische Regulierung berücksichtigt.

Vereinfachte thermische Modelle für den Gigahertzbereich werden in [Foster et al., 1998] besprochen. Diese stellen Näherungen von Lösungen der BHTE dar und unterscheiden zwischen örtlich begrenzter Belastung und Bestrahlung einer größeren Körperfläche. Für örtlich begrenzte Belastung werden durch die Wärmeleitung oder durch die Konvektion bestimmte thermische Grenzwerte angegeben, die in Abhängigkeit des Verhältnisses der entsprechenden Koeffizienten der BHTE sowie der Belastungsdauer erreicht werden. Vergleiche mit experimentellen Daten belegen, daß es zur Bestimmung der Wahrnehmungs- oder Schmerzschwelle verwendet werden kann.

Der Anstieg der Temperatur durch Belastung durch eine Antenne in der Gegend des Halses, der Hüfte und des Magens wird in einem Konferenzbeitrag [Hirata et al., 2004] untersucht. Es werden  $\lambda/2$ -Dipole bei  $400\text{ MHz}$  und  $900\text{ MHz}$  verwendet. Für Antennenabstände zwischen  $54\text{ mm}$  und  $114\text{ mm}$  wird bei  $10\text{ g SAR}$ -Werten zwischen  $0,12\text{ W}/\text{kg}$  und  $0,45\text{ W}/\text{kg}$  ein Temperaturanstieg von  $0,03^{\circ}\text{C}$  bis  $0,11^{\circ}\text{C}$  ermittelt. Weiterhin wird die starke Abhängigkeit des Temperaturanstiegs von der Durchblutung bei homogener Modellierung beschrieben. Die in der Quelle angegebenen Ergebnisse sind jedoch stark lückenhaft.

## 7.4 Abschließende Bewertung

Zahlreiche bisherige Studien zur Strahlungsabsorption im Nahfeld von Sendern untersuchen lediglich einzelne Aspekte wie beispielsweise den Wirkungsgrad einer Antenne, die auf dem Körper angebracht ist oder befassen sich nur mit speziellen Antennentypen. In vielen Fällen ist die Modellierung des menschlichen Körpers nicht ausreichend, um feine anatomische Details wiederzugeben. Oft werden Zellengrößen von  $3\text{ mm}$  bis  $5\text{ mm}$  verwendet. Angesichts der in Abschnitt 6.4.3 besprochenen Gewebeverteilungen ist dies in keinem Falle genügend, um Effekte auf die Absorption nachzuvollziehen, die sich durch die verschiedenen elektrischen Eigenschaften der einzelnen Gewebearten (Muskel, Fett) ergeben. Hinweise auf solche Effekte sowohl

für Bestrahlung im Nahfeld als auch im Fernfeld von Antennen sind jedoch vorhanden (z. B. [Chou, 1992, Chuang, 1997, Drossos et al., 2000]). Daher scheint die weitere systematische Untersuchung der Strahlungsabsorption an Hand von hochaufgelösten generischen und anatomischen Modellen in Abhängigkeit von der Gewebeverteilung unbedingt erforderlich.

Gleiches gilt für die besprochenen thermischen Effekte. Hier zeigt sich ebenfalls, daß anatomische Eigenschaften wie Gewebesichtung und thermische Regulationsprozesse einen erheblichen Einfluß auf die Temperaturverteilung haben können. Allerdings geben die vorhandenen Studien hier ebenfalls kein vollständiges Bild, aus dem ein allgemein anwendbarer Mechanismus ableitbar wäre.

## 8 Schlußfolgerungen für den weiteren Verlauf des Projektes

Die Auswertung der Literatur über Belastung durch körpernahe Sender in Abschnitt 7 zeigte, daß der derzeitige Wissensstand nicht hinreichend ist, um die Absorptionsmechanismen für die im Rumpfbereich vorkommenden Gewebeverteilungen und auch für mögliche Expositionsszenarien im interessierenden Frequenzbereich zu charakterisieren. In den meisten Fällen sind die verwendeten anatomischen Modelle nicht sehr genau. Ferner fehlt eine systematische Untersuchung von Grenzfällen. Dies gilt sowohl für die Ermittlung des SARs als auch für die thermische Belastung. Für die Standardisierung eines konservativen Meßverfahrens zur Typprüfung drahtloser Geräte ist dies jedoch unabdinglich, weswegen hier weiterer Forschungsbedarf besteht.

Die in der Mehrzahl der betrachteten Studien sowohl zur Berechnung des SARs als auch der Temperaturverteilung verwendete Methode ist FDTD. Die Vorteile dieser Methode wurden in Abschnitt 4.1 besprochen. In [Schmid et al., 2004b] findet sich eine Übersicht über verschiedene Softwarepakete, die nach der FDTD-Methode arbeiten. Das für den weiteren Verlauf des Projektes am besten geeignete Paket ist SEMCAD (Schmid & Partner Engineering AG, Zürich), da es sowohl zur SAR-Berechnung als auch zur Simulation des sich dadurch ergebenden Einflusses auf die Körpertemperatur eingesetzt werden kann. Dazu stehen ein Modell eines männlichen Erwachsenen aus dem Visible Human Project [Ackerman, 1998] sowie auch Modelle eines Neugeborenen, eines Kindes (1150 mm Körpergröße) und zweier weiblicher Erwachsener (1740 mm und 1790 mm Körpergröße) zur Verfügung. Das aus dem Visible Human Projekt entwickelte numerische Modell liegt in einem speziellen Format vor, das es erlaubt, beliebig feine Gitterauflösungen ohne Diskretisierungsartefakte zu verwenden. Eine Beschreibung dieses Formates findet sich in [Christ et al., 2005]. Die anderen anatomischen Modelle haben Gitterschrittweiten zwischen 0.85 mm und 1.9 mm. Diese Schrittweiten lassen sich jedoch zum Erreichen der für die Wiedergabe der Effekte in den Gewebeschichten notwendige Auflösung beliebig verfeinern. Ebenso kann die Schichtdicke der Haut angepaßt werden. In kürze werden ebenfalls die in [Nagaoka et al., 2004] entwickelten japanischen Körpermodelle zur Verfügung stehen.

Im Rahmen der kommenden Arbeitspakete werden an Hand der ermittelten Gewebeverteilungen elektrische wie thermische Grenzfälle untersucht. Als Maßstab dienen hierbei das maximal mögliche SAR im Gewebe im Vergleich zu bisherigen standardisierten Verfahren sowie die maximal mögliche Temperaturerhöhung. Dabei wird die Strahlungsbelastung zunächst an Hand generischer geschichteter Körpermodelle untersucht, wobei Nahfeld- wie auch Fernfeldeffekte berücksichtigt werden. Die aus diesen Studien gewonnenen Erkenntnisse werden dann an Hand hochauflösender anatomischer Modelle und realer Antennenkonfigurationen überprüft. Hierbei wird vorwiegend das Visible Human Modell verwendet werden, da es von den zur Verfügung stehenden Modellen die höchste Genauigkeit bietet. Alters- und geschlechtsspezifische Unterschiede der Gewebeverteilung werden mit den weiteren Modellen untersucht werden, so daß sich allgemeingültige Richtlinien zur konservativen Messung des SARs ableiten lassen.



## Literatur

- [Abe et al., 2000] Abe, T., DeHoyos, D. V., Pollok, M. L., and Garzarella, L. (2000). Time course for strength and muscle thickness changes following upper and lower body resistance training in men and women. *European Journal of Applied Physiology*, 81:174–180.
- [Ackerman, 1998] Ackerman, M. J. (1998). The Visible Human Project. *Proceedings of the IEEE*, 86(3):504–511.
- [Adair and Black, 2003] Adair, E. R. and Black, D. R. (2003). Thermoregulatory responses to RF energy absorption. *Bioelectromagnetics*, 24(Supplement 6):S17–S38.
- [Agullo-Lopez et al., 1994] Agullo-Lopez, F., Cabrera, J., and Agullo-Rueda, F. (1994). *Electrooptics*. Academic Press.
- [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.
- [ARIB STD-T56, 2002] ARIB STD-T56 (2002). *Specific Absorption Rate (SAR) estimation for cellular phone (Standard Version 2)*. Association of Radio Industries and Businesses (ARIB), Tokyo.
- [Balzano et al., 1995] Balzano, Q., Garay, O., and Manning, T. (1995). Electromagnetic energy exposure of simulated users of portable cellular telephones. *IEEE Transactions on Vehicular Technology*, 44(3):390–403.
- [Bassen et al., 1977] Bassen, H., Herman, W., and Hoss, R. (1977). EM probe with fiber optic telemetry system. *Microwave Journal*, 20(4):35–47.
- [Bassen and Smith, 1983] Bassen, H. and Smith, G. (1983). Electrical field probes – a review. *IEEE Transaction on Antennas and Propagation*, AP–31(5):710–718.
- [Bassen et al., 1975] Bassen, H., Swicord, M., and Abita, J. (1975). A miniature broad-band electric field probe. *Annals of the New York Academy of Sciences, Biological Effects of Nonionizing Radiation*, 247(2):481–493.
- [Berenger, 1994] Berenger, J.-P. (1994). A perfectly matched layer for the absorption of electromagnetic waves. *Journal of Computational Physics*, 114:185–200.
- [Bernardi et al., 2003a] Bernardi, P., Cavagnaro, M., Cicchetti, R., Pisa, S., Piuze, E., and Testa, O. (2003a). A UTD/FDTD investigation on procedures to assess compliance of cellular base-station antennas with human-exposure limits in a realistic urban environment. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 51(12):2409–2417.
- [Bernardi et al., 2003b] Bernardi, P., Cavagnaro, M., Pisa, S., and Piuze, E. (2003b). 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. L. (2003). Temperature dependence of thermal conductivity of biological tissues. *Physiological Measurement*, 24(3):769–783.

- [Bit-Babik et al., 2003] Bit-Babik, G., Chou, C. K., Faraone, A., Gessner, A., Kanda, M., and Balzano, Q. (2003). Estimation of the SAR in the human head and body due to radiofrequency radiation exposure from handheld mobile phones with hands-free accessories. *Radiation Research*, 159:550–557.
- [Bowman, 1976] Bowman, R.-R. (1976). A probe for measuring temperature in radio-frequency heated material. *IEEE Transact Microwave Theor Tech*, 24:43–45.
- [Bunce, 2002] Bunce, S. M. (2002). M-mode ultrasound: A reliable measure of transversus abdominis thickness? *Clinical Biomechanics*, 17(4):315–317.
- [Burdette and Friederich, 1986] Burdette, E. C. and Friederich, P. G. (1986). *In Situ* permittivity of canine brain: Regional variations and postmortem changes. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 34(1):38–50.
- [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 et al., 1996] Burkhardt, M., Poković, K., Gnos, M., Schmid, T., and Kuster, N. (1996). Numerical and experimental dosimetry of petri dish exposure setups. *Journal of the Bioelectromagnetic Society*, 17(6):483–493.
- [Catarinucci et al., 2003a] Catarinucci, L., Palazzari, P., and Tarricone, L. (2003a). Human exposure to the near field of radiobase antennas - a full-wave solution using parallel FDTD. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 51(3):935–940.
- [Catarinucci et al., 2003b] Catarinucci, L., Palazzari, P., and Tarricone, L. (2003b). On the use of numerical phantoms in the study of the human-antenna interaction problem. *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letter*, 2:43–45.
- [CENELEC, 2002] CENELEC (2002). *EN 50383, Basic standard for the calculation and measurement of electromagnetic field strength and SAR related to human exposure from radio base stations and fixed terminal stations for wireless telecommunication systems (110 MHz - 40 GHz)*. Brussels.
- [Cetas, 1978] Cetas, T. C. (1978). Practical thermometry with a thermographic camera – calibration, and emittance measurements. *Rev. Sci. Instrum.*, 49(2).
- [Charkoudian, 2003] Charkoudian, N. (2003). Skin blood flow in adult human thermoregulation. *Mayo Clinic Proceedings*, 78(5):603–612.
- [Chatterjee et al., 1980] Chatterjee, I., Haggmann, M. J., and Gandhi, O. P. (1980). Electromagnetic-energy deposition in an inhomogeneous block model of man for near-field irradiation conditions. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 28(12):1452–1459.
- [Chen and Gandhi, 1989] Chen, J.-Y. and Gandhi, O. P. (1989). Electromagnetic deposition in an anatomically based model of man for leakage fields of a parallel-plate dielectric heater. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 37(1):174–180.
- [Chen and Chuang, 1998a] Chen, W.-T. and Chuang, H.-R. (1998a). Numerical computation of human interaction with arbitrarily oriented superquadric loop antennas in personal communications. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 46(6):821–828.

- [Chen and Chuang, 1998b] Chen, W.-T. and Chuang, H.-R. (1998b). Numerical computation of the EM coupling between a circular loop antenna and a full-scale human-body model. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 46(10):1516–1520.
- [Chiu et al., 2002] Chiu, Y.-J., Chou, H.-F., Kaman, V., Abraham, P., and Bowers, J. (2002). High extinction ratio and saturation power traveling-wave electroabsorption modulator. *IEEE Photon. Technol. Lett.*, 14:792.
- [Choi and Hofer, 1987] Choi, D. H. and Hofer, W. J. R. (1987). A graded mesh FD-TD algorithm for eigenvalue problems. In *17<sup>th</sup> European Microwave Conference Digest*, pp 413–417.
- [Choquette and Lei, 2001] Choquette, K. and Lei, C., editors (2001). *Vertical-cavity surface-emitting lasers V, Proceedings of SPIE*. SPIE-The international society for optical engineering.
- [Chou, 1992] Chou, C.-K. (1992). Evaluation of microwave hyperthermia applicators. *Bioelectromagnetics*, 13:581–597.
- [Christ, 2003] Christ, A. (2003). *Analysis and Improvement of the Numerical Properties of the FDTD Algorithm*. PhD thesis, Diss. ETH Nr. 15057, Zürich.
- [Christ et al., 2005] Christ, A., Chavannes, N., Nikoloski, N., Gerber, H.-U., Poković, K., and Kuster, N. (2005). A numerical and experimental comparison of human head phantoms for compliance testing of mobile telephone equipment. *Bioelectromagnetics*. in press.
- [Christ and Kuster, 2005] Christ, A. and Kuster, N. (2005). Modelling of RF exposure in the heads of adults and children: Differences in energy absorption. *Bioelectromagnetics*. submitted.
- [Chuang, 1994] Chuang, H.-R. (1994). Human operator coupling effects on radiation characteristics of a portable communication dipole antenna. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 42(4):556–560.
- [Chuang, 1997] Chuang, H.-R. (1997). Numerical computation of fat layer effects on microwave near-field radiation to the abdomen of a full-scale human body model. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 45(1):118–125.
- [Chuang and Chen, 1997] Chuang, H.-R. and Chen, W.-T. (1997). Computer simulation of the human-body effects on a circular-loop-wire antenna for radio-pager communications at 152, 280, and 400 MHz. *IEEE Transactions on Vehicular Technology*, 46(3):544–559.
- [Clemmow, 1996] Clemmow, P. C. (1996). *The Plane Wave Spectrum Representation of Electromagnetic Fields*. Oxford University Press, Walton Street, Oxford OX2 6DP, UK.
- [Cleveland and Athey, 1989] Cleveland, R. F. and Athey, W. T. (1989). Specific absorption rate (SAR) in models of the human head exposed to hand-held UHF portable radios. *Bioelectromagnetics*, 10(1):173–186.
- [Cole and Cole, 1941] Cole, K. S. and Cole, R. H. (1941). Dispersion and absorption in dielectrics—I. Alternating current characteristics. *Journal of Chemical Physics*, 9:341–351.
- [Cottis et al., 1990] Cottis, P. G., Chatzarakis, G. E., and Uzunoglu, N. K. (1990). Electromagnetic energy deposition inside a three-layer cylindrical human body model caused by near-field radiators. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 38(8):990–999.
- [Courant et al., 1928] Courant, R., Friedrichs, K., and Lewy, H. (1928). Über die partiellen Differenzgleichungen in der mathematischen Physik. *Mathematische Annalen*, 100:33–71.

- [Dimbylow, 1995] Dimbylow, P. J. (1995). The development of realistic voxel phantoms for electromagnetic field dosimetry. In *International Workshop on Voxel Phantom Development*, pp 1–7, Chilton, UK. National Radiological Protection Board.
- [Dimbylow, 1997] Dimbylow, P. J. (1997). FDTD calculations of the whole-body averaged SAR in an anatomically realistic voxel model of the human body from 1 MHz to 1 GHz. *Physics in Medicine and Biology*, 42:479–490.
- [Dimbylow, 2002] Dimbylow, P. J. (2002). Fine resolution calculations of SAR in the human body for frequencies up to 3 GHz. *Physics in Medicine and Biology*, 47:2835–2846.
- [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. A. (1990). *The Physical Properties of Tissue. A Comprehensive Reference Book*. Academic Press Ltd., London, UK.
- [Durney et al., 1979] Durney, C. H., Iskander, M. F., Massoudi, H., and Johnson, C. C. (1979). An empirical formula for broad-band SAR calculations of prolate spheroidal models of humans and animals. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 27(8):758–763.
- [Euler, 1755] Euler, L. (1755). *Institutiones Calculi Differentialis*. Impensis academiae imperialis scientiarum Petropolitanae, Sankt Petersburg.
- [FCC, 1997] FCC (1997). Evaluating compliance with FCC guidelines for human exposure to radiofrequency electromagnetic fields. Technical Report OET Bulletin 65, Federal Communications Commission, Washington, D.C. 20554.
- [FCC, 2001] FCC (2001). *Evaluating Compliance with FCC Guidelines for Human Exposure to Radiofrequency Electromagnetic Fields, Supplement C to OET Bulletin 65*. Federal Communications Commission, Washington, D.C. 20554.
- [Foster et al., 1998] Foster, K. R., Lozano-Nieto, A., Riu, P. J., and Ely, T. S. (1998). Heating of tissues by microwaves: A model analysis. *Bioelectromagnetics*, 19:420–428.
- [Futter et al., 2003] Futter, C. M., Weiler-Mithoff, E., Hagen, S., van de Sijpe, K., Coorevits, P. L., Litherland, J. C., Webster, M. H. C., Hamdi, M., and Blondeel, P. N. (2003). Do pre-operative abdominal exercises prevent post-operative donor site complications for women undergoing DIEP flap breast reconstruction? A two-centre, prospective randomised controlled trial. *British Journal of Plastic Surgery*, 56(7):674–683.
- [Gabor, URL] Gabor, K. (URL). *Medical Background for MINOSC*. (<http://robotics.technion.ac.il/people/gabi/Spine.pdf>).
- [Gabriel et al., 1996a] Gabriel, C., Gabriel, S., and Corthout, E. (1996a). The dielectric properties of biological tissues: I. Literature survey. *Physics in Medicine and Biology*, 41:2231–2249.
- [Gabriel et al., 1996b] Gabriel, S., Lau, R. W., and Gabriel, C. (1996b). The dielectric properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz. *Physics in Medicine and Biology*, 41:2251–2269.
- [Gabriel et al., 1996c] Gabriel, S., Lau, R. W., and Gabriel, C. (1996c). The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues. *Physics in Medicine and Biology*, 41:2271–2293.

- [Gajsek et al., 2001] Gajsek, P., Hurt, W. D., Ziriak, J. M., and Mason, P. A. (2001). Parametric dependence of SAR on permittivity values in a man model. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 48(10):1169–1177.
- [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., 2001] Gandhi, O. P., Li, Q.-X., and Kang, G. (2001). Temperature rise for the human head for cellular telephones and for peak SARs prescribed in safety guidelines. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 49(9):1607–1613.
- [Garmire, 2002] Garmire, E. (2002). Analytical performance analysis based on material properties for electroabsorptive asymmetric fabry-perot reflection modulators. *Applied Optics*, 41:1574.
- [Geusens et al., 1991] Geusens, P., Cantatore, F., Nijs, J., Proesmans, W., Emma, F., and Dequeker, J. (1991). Heterogeneity of growth of bone in children at the spine, radius and total skeleton. *Growth, Development and Aging*, 55:249–256.
- [Goldstein et al., 2003] Goldstein, L. S., Dewhist, M. W., Repacholi, M., and Kheifets, L. (2003). Summary, conclusions and recommendations: Adverse temperature levels in the human body. *International Journal of Hyperthermia*, 19(3):373–384.
- [Gustrau and Bahr, 2002] Gustrau, F. and Bahr, A. (2002). W-band investigation of material parameters, SAR distribution, and thermal response in human tissue. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 50(10):2393–2400.
- [Guy, 1971] Guy, A. W. (1971). Analyses of electromagnetic fields induced in biological tissue by thermographic studies on equivalent phantom models. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 34(6):671–680.
- [Guy and Chou, 1986] Guy, A. W. and Chou, C.-K. (1986). Specific absorption rates of energy in man models exposed to cellular UHF mobile-antenna fields. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 34(6):671–680.
- [Hafner, 1990] Hafner, C. (1990). *The Generalized Multipole Technique for Computational Electromagnetics*. Artech House, Inc., 685 Canton Street, Norwood, MA 02062.
- [Harrington, 1951] Harrington, R. F. (1951). *Field Computation by Moment Methods*. Macmillan Company, New York.
- [Hirata et al., 2004] Hirata, A., Fujino, T., and Shiozawa, T. (2004). SAR and temperature increase induced in the human body due to body-mounted antennas. In *IEEE Antennas and Propagation Society Symposium*, volume 2, pp 1851–1854.
- [Hodges, 2003] Hodges, P. W. (2003). Measurement of muscle contraction with ultrasound imaging. *Muscle & Nerve*, 27:682–691.
- [Hoque and Gandhi, 1988] Hoque, M. and Gandhi, O. P. (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.
- [Hurt et al., 2000] Hurt, W. D., Ziriak, J. M., and Mason, P. A. (2000). Variability in EMF permittivity values: Implications for SAR calculations. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 47(3):396–401.

- [ICNIRP, 2004] ICNIRP (2004). International Commission of Non-Ionizing Radiation Protection, Medical magnetic resonance (MR) procedures: Protection of patients. *Health Physics*, 87(2):197–216.
- [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, 2004] IEC (2004). *IEC 62209 Part 2, Draft Version 0.9, Evaluation of Human Exposure to Radio Frequency Fields from Handheld and Body-Mounted Wireless Communication Devices in the Frequency Range of 30 MHz to 6 GHz: Human models, Instrumentation, and Procedures, "Procedure to determine the Specific Absorption Rate (SAR) for two-way radios, wireless handheld terminals, wireless body-mounted and portable devices including accessories and multiple transmitters"*. IEC Technical Committee 106.
- [IEEE, 2003a] IEEE (2003a). *IEEE P1529/D0.0 Recommended Practice for Determining the Spatial-Peak Specific Absorption Rate (SAR) Associated with the Use of Wireless Handsets - Computational Techniques*.
- [IEEE, 2003b] IEEE (2003b). *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.
- [Jin, 1993] Jin, J. (1993). *The Finite-Element Method in Electromagnetics*. John Wiley & Sons, New York.
- [Johnson and Guy, 1972] Johnson, C. and Guy, A. (1972). Nonionizing electromagnetic wave effect in biological material and systems. *Proc. IEEE*, 60(6):696–718.
- [Kanda et al., 2004] Kanda, M. Y., Ballen, M., Salins, S., Chou, C.-K., and Balzano, Q. (2004). Formulation and characterization of tissue equivalent liquids used for RF dosimetry and dosimetry measurements. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 52(8):2046–2056.
- [Kang and Gandhi, 2002] Kang, G. and Gandhi, O. P. (2002). SARs for pocket-mounted mobile telephones at 835 and 1900 MHz. *Physics in Medicine and Biology*, 47:4301–4313.
- [Killey et al., 2001] Killey, R., Liu, C., Whitehead, M., Stavrinou, P., Song, J., Chadha, J., Wake, D., Button, C., Parry, G., and Seeds, A. (2001). Multiple-quantum-well asymmetric fabry-perot modulators for microwave photonic applications. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 49:1888.
- [King, 1995] King, R. W. P. (1995). Electromagnetic field generated in model of human head by simplified telephone transceiver. *Radio Science*, 30(1):267–281.
- [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.
- [Kuster, 1992] Kuster, N. (1992). Multiple multipole method applied to an exposure safety study. In Fleming, A. and K.H.Joyner, editors, *ACES Special Issue on Bioelectromagnetic Computations*, volume 7, pp 43–60. Applied Computational Electromagnetics Society, No. 2.

- [Kuster, 1993] Kuster, N. (1993). Multiple multipole method for simulating EM problems involving biological bodies. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 40(7):611–620.
- [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., 1997a] Kuster, N., Balzano, Q., and Lin, J. C., editors (1997a). *Mobile Communications Safety*. Chapman & Hall, London.
- [Kuster et al., 1997b] Kuster, N., Kästle, R., and Schmid, T. (1997b). Dosimetric evaluation of mobile communications equipment with known precision (invited paper). *IEICE Transactions on Communications*, E80-B(5):645–652.
- [Lang et al., 1999] Lang, J., Erdmann, B., and Seebass, M. (1999). Impact of nonlinear heat transfer on temperature control in regional hyperthermia. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 46(9):1129–1138.
- [Lei and Kilcoyne, 2002] Lei, C. and Kilcoyne, S., editors (2002). *Vertical-cavity surface-emitting lasers VI, Proceedings of SPIE*. SPIE-The international society for optical engineering.
- [Li et al., 2001] Li, G., Pappert, S., Mages, P., Sun, C., Chang, W., and Yu, P. (2001). High-saturation high-speed traveling-wave InGaAsP-InP electroabsorption modulator. *IEEE Photon. Technol. Lett.*, 13:1076.
- [Lichtenecker, 1926] Lichtenecker, K. (1926). Die Dielektrizitätskonstante künstlicher und natürlicher Mischkörper. *Physikalische Zeitschrift*, 27:115–158.
- [Loeser et al., 2005] Loeser, M., Christ, A., Fröhlich, J., and Kuster, N. (2005). Electromagnetic energy absorption in lossy half spaces induced by various antennas operating between 30 MHz and 6 GHz. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*. submitted.
- [Meier et al., 1997] Meier, K., Kästle, R., Hombach, V., Tay, R., 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.
- [Moros and Pickard, 1999] Moros, E.-G. and Pickard, W.-F. (1999). On the assumption of negligible heat diffusion during the thermal measurement of a nonuniform specific absorption rate. *Radiation Research*, 152:312–320.
- [Nagaoka et al., 2004] Nagaoka, T., Watanabe, S., Sakurai, K., Kunieda, E., Watanabe, S., Taki, M., and Yamanaka, Y. (2004). Development of realistic high-resolution whole-body voxel models of Japanese adult males and females of average height and weight, and application of models to radio-frequency electromagnetic-field dosimetry. *Physics in Medicine and Biology*, 49(1):1–15.
- [Nielsen and Pedersen, 2001] Nielsen, J. and Pedersen, G. (2001). In-network evaluation of body carried mobile terminal performance. In *12<sup>th</sup> International Symposium on Personal, Indoor and Mobile Radio Communications (PIMRC)*, volume 1, pp D–109 – D–113.
- [Nojima et al., 1991] Nojima, T., Kobayashi, T., Yamada, K., and Uebayashi, S. (1991). Ceramic dry-phantom and its application to SAR estimation. In *IEEE MTT-S Digest*, pp OF–I–11.
- [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, 1999] Poković, K. (1999). *Advanced Electromagnetic Probes for Near-Field Evaluations*. PhD thesis, Diss. ETH Nr. 13334, Zurich.
- [Poković et al., 2000a] Poković, K., Schmid, T., Fröhlich, J., and Kuster, N. (2000a). Novel probes and evaluation procedures to assess field magnitude and polarization. *IEEE Transactions on Electromagnetic Compatibility*, 42(2):240–244.
- [Poković et al., 2000b] Poković, K., Schmid, T., and Kuster, N. (2000b). Millimeter-resolution E-field probe for isotropic measurements in lossy media between 100 MHz - 10 GHz. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurements*, 49(4):873–878.
- [Reyhani and Glover, 1999] Reyhani, S. M. S. and Glover, R. J. (1999). Electromagnetic dyadic Green's function for a human torso model for numerical and EMC investigation. In *IEE International Conference and Exhibition on Electromagnetic Compatibility*, pp 21–25, York, United Kingdom.
- [Samaras et al., 2000] Samaras, T., Regli, P., and Kuster, N. (2000). Electromagnetic and heat transfer computations for non-ionizing radiation dosimetry. *Physics in Medicine and Biology*, 45:2233–2246.
- [Satzke et al., 1995] Satzke, K., Baums, D., Cebulla, U., Haisch, H., Kaiser, D., Lach, E., Kühn, E., Weber, J., Weinmann, R., Wiedemann, P., and Zielinski, E. (1995). Ultrahigh-bandwidth (42 GHz) polarization-independent ridge wave-guide electroabsorption modulator based on tensile strained InGaAsP MQW. *Electron. Lett.*, 31:2030.
- [Scanlon and Evans, 2001] Scanlon, W. G. and Evans, N. E. (2001). Numerical analysis of bodyworn UHF antenna systems. *Electronics & Communication Engineering Journal*, pp 53–64.
- [Schmid et al., 2003a] Schmid, G., Neubauer, G., Illievich, U. M., and Alesch, F. (2003a). Dielectric properties of porcine brain tissue in the transition from live to death at frequencies from 800 to 1900 MHz. *Bioelectromagnetics*, 24:413–422.
- [Schmid et al., 2003b] Schmid, G., Neubauer, G., and Mazal, P. R. (2003b). Dielectric properties of human brain tissue measured less than 10 h postmortem at frequencies from 800 to 2450 MHz. *Bioelectromagnetics*, 24:423–430.
- [Schmid et al., 2004a] Schmid, G., Preiner, P., Überacher, R., and Neubauer, G. (2004a). Bestimmung der Exposition bei Verwendung kabelloser Übermittlungsverfahren in Haushalt und Büro, 1. Zwischenbericht, Arbeitspaket 1: Bestandsaufnahme, ARC-IT-0091. Technical report, ARC Seibersdorf Research GmbH im Auftrag des Bundesamtes für Strahlenschutz, 38201 Salzgitter, Deutschland.
- [Schmid et al., 2004b] Schmid, G., Samaras, T., Überacher, R., and Neubauer, G. (2004b). Bestimmung der Expositionsverteilung von HF Feldern im menschlichen Körper unter Berücksichtigung kleiner Strukturen und thermophysiological relevanter Parameter, Teil 1 (Arbeitspaket 1): Bestandsaufnahme, ARC-IT-0096. Technical report, ARC Seibersdorf Research GmbH im Auftrag des Bundesamtes für Strahlenschutz, 38201 Salzgitter, Deutschland.



- [Schmid et al., 1996] Schmid, T., Egger, O., and Kuster, N. (1996). Automated E-field scanning system for dosimetric assessments. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 44(1):105–113.
- [Schönborn et al., 2004] Schönborn, F., Poković, K., , and Kuster, N. (2004). Dosimetric analysis of the carousel setup for the exposure of rats at 1.62 GHz. *Bioelectromagnetics*, 25(1):16–26.
- [Schuderer et al., 2004a] Schuderer, J., Schmid, T., Urban, G., Samaras, T., and Kuster, N. (2004a). Novel high resolution temperature probe for RF dosimetry. *Physics in Medicine and Biology*, 49(6):N83–N92.
- [Schuderer et al., 2004b] Schuderer, J., Spät, D., Samaras, T., Oesch, W., Gröbli, J.-C., and Kuster, N. (2004b). In vitro exposure setups for RF exposures at 900 MHz. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 52(8):2067–2075.
- [Schuderer et al., 2004c] Schuderer, J., Spät, D., Samaras, T., Oesch, W., Spät, D., and Kuster, N. (2004c). High peak SAR exposure unit with tight exposure and environmental control for in vitro experiments at 1800 MHz. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 52(8):2057–2066.
- [Seidenari et al., 2000] Seidenari, S., Giusti, G., Bertoni, L., and Magnoni, C. (2000). Thickness and echogenicity of the skin in children as assessed by 20 MHz ultrasound. *Dermatology*, pp 218–222.
- [Shi and Xu, 2004] Shi, C. and Xu, X. G. (2004). Development of a 30-week-pregnant female tomographic model from computed tomography (CT) images for Monte Carlo organ dose calculation. *Medical Physics*, 31(9):2491–2497.
- [Snyder et al., 1975] Snyder, W. S., Cook, M. J., Nasset, E. S., Karhausen, L. R., Howells, G. P., and Tipton, I. H. (1975). *Report of the Task Group on Reference Man*. Published for The International Commission on Radiological Protection, Pergamon Press.
- [Stuchly et al., 1986] Stuchly, M. A., Spiegel, R. J., Stuchly, S. S., and Kraszewski, A. (1986). Exposure of man in the near-field of a resonant dipole: Comparison between theory and measurements. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 34(1):26–31.
- [Stuchly et al., 1983] Stuchly, S., Barski, M., Tam, B., Hartsgrrove, G., and Symons, S. (1983). Computer-based scanning system for electromagnetic dosimetry. *Rev. Sci. Instrum.*, 54(11):1547–1550.
- [Sun et al., 1995] Sun, D., Manges, J., and Yuan, X. (1995). Spurious modes in finite-element methods. *IEEE Antennas and Propagation Magazine*, 37(5):12.
- [Tafeit et al., 2001] Tafeit, E., Möller, R., Sudi, K., Horejsi, R., Berg, A., and Reibnegger, G. (2001). Orthogonal factor coefficient development of subcutaneous adipose tissue topography in girls and boys. *American Journal of Physical Anthropology*, 115:57–61.
- [Tafeit et al., 2000] Tafeit, E., Möller, R., Sudi, K., and Reibnegger, G. (2000). Artificial neural networks compared to factor analysis for low-dimensional classification of high-dimensional body fat topography data of healthy and diabetic subjects. *Computers and Biomedical Research*, 33:365–374.
- [Taflove and Hagness, 2000] Taflove, A. and Hagness, S. C. (2000). *Computational Electromagnetics: The Finite-Difference Time-Domain Method, Second Edition*. Artech House, Inc., Boston and London.

- [Tajima et al., 2002] Tajima, K., Kobayashi, R., Kuwabara, N., and Tokuda, M. (2002). Development of optical isotropic E-field sensor operating more than 10 GHz using mach-zehnder interferometers. *IEICE Trans. Electron.*, 85:961.
- [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.
- [Thurai et al., 1984] Thurai, M., Goodridge, V. D., Sheppard, R. J., and Grant, E. H. (1984). Variation with age of the dielectric properties of mouse brain cerebrum. *Physics in Medicine and Biology*, 29(9):1133–1136.
- [Thurai et al., 1985] Thurai, M., Steel, M. C., Shepard, R. J., and Grant, E. H. (1985). Dielectric properties of developing rabbit brain at 37 degrees. *Bioelectromagnetics*, 6:235–242.
- [Tokano and H. Kobayashi, 2001] Tokano, Y. and H. Kobayashi, T. Miyakawa, Y. H. (2001). A gigahertz-range micro optical electric field sensor. In *electromagnetic compatibility 2001/Zurich*, p 127.
- [Troulis et al., 2003] Troulis, S. E., Scanlon, W. G., and Evans, N. E. (2003). Effect of a hands-free wire on specific absorption rate for a waist-mounted 1.8 GHz cellular telephone handset. *Physics in Medicine and Biology*, 48:1675–1683.
- [Tsai et al., 1986] Tsai, C.-T., Massoudi, H., Durney, C. H., and Iskander, M. F. (1986). A procedure for calculating fields inside arbitrarily shaped, inhomogeneous dielectric bodies using linear basis functions with the moment method. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 34(11):1131–1139.
- [Van Leeuwen et al., 1999] Van Leeuwen, G. M. J., Lagendijk, J. J. W., Van Leersum, B. J. A. M., Zwamborn, A. P. M., Hornsleth, S. N., and Kotte, A. N. T. J. (1999). Calculation of change in brain temperatures due to exposure to a mobile phone. *Physics in Medicine and Biology*, 44:2367–2379.
- [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.
- [Visible Human Project, 1996] Visible Human Project (1996). The visible human project. ([http://www.nlm.nih.gov/research/visible/visible\\_human.html](http://www.nlm.nih.gov/research/visible/visible_human.html)).
- [Wang and Fujiwara, 1999] Wang, J. and Fujiwara, O. (1999). FDTD computation of temperature rise in the human head for portable telephones. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 47(8):1528–1534.
- [Wang et al., 2004] Wang, J., Fujiwara, O., Watanabe, S., and Yamanaka, Y. (2004). Age effect of spatial peak absorption rate of dielectric tissue properties of head for 900 MHz mobile telephones. submitted.
- [Watanabe and Taki, 1996] Watanabe, S. and Taki, M. (1996). SAR distributions in an human model exposed to electromagnetic near field by a short electric dipole. *IEICE Transactions on Communications*, E79-B(1):77–84.
- [Watanabe et al., 1994] Watanabe, S., Taki, M., and Kamimura, Y. (1994). Frequency characteristics of energy deposition in human model exposed to near field of an electric or a magnetic dipole. *IEICE Transactions on Communications*, E77-B(6):725–731.

- [Wickersheim and Sun, 1987] Wickersheim, K.-A. and Sun, M.-H. (1987). Fiberoptic thermometry and its application. *Journal of Microwave Power*, pp 85–93.
- [Wilmsen et al., 1999] Wilmsen, C., Temkin, H., and Coldren, L. (1999). *Vertical-cavity surface-emitting lasers*. Cambridge University Press.
- [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.
- [Zankl and Wittmann, 1995] Zankl, M. and Wittmann, A. (1995). The adult voxel model “Golem” segmented from whole-body CT patient data. *Radiation and Environmental Biophysics*, 40:153–162.

## A Gewebeeigenschaften

<b>Thorax (vorne)</b>	<b>Schichtdicke [mm]</b>			
<b>Gewebeschichten</b>	<b>Kind</b>	<b>Erwachsener</b>	<b>Erw. (weibl.)</b>	<b>Erw. (männl.)</b>
Haut (Epidermis u. Dermis)	0.6-1.0	0.8-2.6	0.8-2.6	0.8-2.6
Subkutanes Fett	0-16	1.4-23.2	1.4-23.2	2.0-19.8
Brustgewebe	0	0-30	Abschluß	-
Muskel	0-30	Abschluß		0-25
Knochen	4.4-4.8			5.6-6.6
Herz		Abschluß		Abschluß
Lunge		Abschluß		Abschluß
Leber		Abschluß		Abschluß
Thymus		Abschluß		Abschluß

Tabelle 2: Gewebeverteilung des generischen Körpermodells (Abschnitt 6.4.3) für den *vorderen Thorax* (Die mit Abschluß bezeichneten Gewebe bilden die letzte Schicht des Körpermodells.)

<b>Abdomen (vorne)</b>	<b>Schichtdicke [mm]</b>	
<b>Gewebeschichten</b>	<b>Kind</b>	<b>Erwachsener</b>
Haut (Epidermis u. Dermis)	0.6-0.8	1.0-2.6
Subkutanes Fett	0-16.2	1.6-22.2
Muskel	0-30	0-30
Eingeweide	Abschluß	Abschluß

Tabelle 3: Gewebeverteilung des generischen Körpermodells (Abschnitt 6.4.3) für das *vordere Abdomen* (Die mit Abschluß bezeichneten Gewebe bilden die letzte Schicht des Körpermodells.)

<b>Thorax (hinten)</b>	<b>Schichtdicke [mm]</b>	
<b>Gewebeschichten</b>	<b>Kind</b>	<b>Erwachsener</b>
Haut (Epidermis u. Dermis)	0.4-1.0	1.4-2.6
Subkutanes Fett	0-10.8	0.6-15
Muskel	0-30	0-30
Knochen (Rinde u. Schwammknochen)	4.4-4.8	5.6-6.6
Lunge	Abschluß	Abschluß
Leber	Abschluß	Abschluß

Tabelle 4: Gewebeverteilung des generischen Körpermodells (Abschnitt 6.4.3) für den *hinteren Thorax* (Die mit Abschluß bezeichneten Gewebe bilden die letzte Schicht des Körpermodells.)

<b>Abdomen (hinten)</b>	<b>Schichtdicke [mm]</b>	
<b>Gewebeschichten</b>	<b>Kind</b>	<b>Erwachsener</b>
Skin (epidermis+dermis)	0.4-1.0	1.4-2.6
Subkutanes Fett	0-13.2	2.5-21.2
Muskel	0-30	0-30
Knochen (Rinde u. Schwammknochen)	4.4-4.8	5.6-6.6
Niere (Rinde u. Mark)	Abschluß	Abschluß
Milz	Abschluß	Abschluß

Tabelle 5: Gewebeverteilung des generischen Körpermodells (Abschnitt 6.4.3) für das *hintere Abdomen* (Die mit Abschluß bezeichneten Gewebe bilden die letzte Schicht des Körpermodells.)

<b>Rückgrat</b>	<b>Schichtdicke [mm]</b>	
<b>Gewebeschichten</b>	<b>Kind</b>	<b>Erwachsener</b>
Haut (Epidermis u. Dermis)	0.4-1.0	1.4-2.6
Subkutanes Fett	0-13.2	2.4-21.2
Wirbel (Rinde u. Schwammknochen)	17-17.6	24.4-30.4
Rückenmarksflüssigkeit	2.6-6.4	2.6-6.4
Rückenmark	Abschluß	Abschluß

Tabelle 6: Gewebeverteilung des generischen Körpermodells (Abschnitt 6.4.3) für das *Rückgrat* (Die mit Abschluß bezeichneten Gewebe bilden die letzte Schicht des Körpermodells.)

<b>Gliedmaßen</b>	<b>Schichtdicke [mm]</b>	
<b>Gewebeschichten</b>	<b>Kind</b>	<b>Erwachsener</b>
Haut (Epidermis u. Dermis)	0.4-1.0	0.6-2.0
Subkutanes Fett	0.2-13.8	0.4-20.6
Muskel	0-30	0-30
Knochen	Abschluß	Abschluß

Tabelle 7: Gewebeverteilung des generischen Körpermodells (Abschnitt 6.4.3) für die *Gliedmaßen* (Die mit Abschluß bezeichneten Gewebe bilden die letzte Schicht des Körpermodells.)

Gewebe	Spezifische Wärmekapazität [J/kg/K]	mittlere thermische Leitfähigkeit [W/m/K]	Durchblutung [ml/min/kg]
Bauchspeicheldrüse	3452	0.49	625
Blase (voll)	3900	0.56	78
Blut	3824	0.51	10000
Darm	3653	0.56	752
Esophagus	3500	0.53	383
Fett	2524	0.25	27
Haut	3437	0.35	97
Herz	3720	0.54	900
Hoden	3746	0.53	93
Knochen (kortikal)	1289	0.40	22
Schwammknochen	2238	0.36	30
Knochenmark	3960	0.52	450
Leber	3600	0.51	1007
Lunge	3625	0.44	400
Luft	1006	0.03	0
Lymphknoten	3960	0.52	475
Magen	3553	0.53	374
Milz	3603	0.54	1142
Muskel	3546	0.53	28
Nebenniere	3128	0.39	1697
Niere	3745	0.52	3996
Schilddrüse	3553	0.53	9938
Sehnen	3500	0.50	50

Tabelle 8: Thermische Parameter menschlichen Gewebes im Rumpfbereich.