

**Exposition durch körpernahe Sender im
Rumpfbereich
Abschlußbericht**

**Andreas Christ, Anja Klingeböck, Theodoros Samaras, Esra Neufeld,
Niels Kuster**

Zürich, July 2006

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

Zusammenfassung

Dieses Projekt untersucht die Belastung des Rumpfbereiches des menschlichen Körpers durch tragbare drahtlose Geräte in seiner unmittelbaren Umgebung. Aufgrund des großen Frequenzbereiches von 450 MHz bis 6 GHz werden Kopplungseffekte sowohl unter Nahfeld- als auch unter Fernfeldbedingungen berücksichtigt. Neben der Betrachtung des im Hinblick auf die Einhaltung der Grenzwerte relevanten maximalen SARs wird auch die Belastung verschiedener innerer Organe an generischen und anatomisch korrekten Modellen des Körpers untersucht. Ebenso wird die thermische Belastung durch die absorbierte Strahlung bei verschiedenen Gewebeszusammensetzungen ausgewertet.

Die theoretische Untersuchung der Absorption elektromagnetischer Felder erfolgt zunächst mittels planarer generischer Körpermodelle, die die anatomische Schichtung des Gewebes verschiedener Regionen des Rumpfes nachbilden. Es zeigen sich zwei verschiedene Effekte, die im Vergleich zu homogenem Gewebe bzw. gewebesimulierenden Flüssigkeiten zu erhöhtem lokalem und gemitteltem SAR führen können. Unter fernfeldähnlichen Bedingungen kann es zu Stehwelleneffekten kommen, die die Absorption in der Haut stark ansteigen lassen. Im Vergleich zu den standardisierten gewebesimulierenden Flüssigkeiten wurde ein Anstieg des Peak Spatial Average SARs von bis zu 5 dB ermittelt. In der Nahfeldzone können senkrecht zur Körperoberfläche orientierte E-Felder verstärkt in Gewebe mit geringer Dielektrizitätszahl eindringen, was ebenfalls zu einem Anstieg des lokalen SARs in der Haut führen kann. Dieser Effekt ist jedoch nur bei Frequenzen unter 450 MHz relevant und hängt stark vom verwendeten Antennentyp ab. Die gewebesimulierenden Flüssigkeiten ermöglichen nicht unter allen Umständen eine konservative Abschätzung des Peak Spatial Average SARs. Zu erhöhter Absorption im Vergleich zu homogenem Gewebe kommt es jedoch praktisch ausschließlich in der Hautschicht.

Die bei dem generischen Modell aufgetretenen Effekte werden an verschiedenen anatomisch korrekten Modellen des Körpers bei Belastung durch einfache Antennen sowie durch realistische Modelle drahtloser Geräte untersucht. Hierbei wurden sowohl das Peak Spatial Average SAR der gesamten befeldeten Körperregionen als auch die Belastung einzelner innerer Organe bestimmt. Die Auswertung des Peak Spatial Average SARs bestätigt die in durch das generische Körpermodell vorausgesagten Effekte: Bei Frequenzen von 450 MHz und darüber erlaubt der Vergleich mit den in den einschlägigen Standards definierten gewebesimulierenden Flüssigkeiten bei Belastung im Nahfeld eine konservative Bestimmung des SARs. Die bei fernfeldähnlicher Kopplung auftretenden Stehwelleneffekte, die durch die Flüssigkeiten nicht reproduziert werden, konnten auch bei anatomisch korrekten Modellen nachgewiesen werden.

Die Auswertung der Belastung der im Inneren des Körpers liegenden Organe zeigte die zu erwartende deutliche Abnahme des SARs mit dem Abstand des Organs zur Strahlungsquelle durch die Dämpfung der eindringenden Felder. Eine übermäßige Belastung einzelner Organe konnte nicht nachgewiesen werden. Die zuverlässige Bestimmung der Variabilität der organspezifischen Absorption zwischen verschiedenen Individuen an Hand der existierenden anatomischen Modelle ist praktisch nicht möglich. Jedoch läßt die theoretische Analyse darauf schließen, daß das maximale SAR in jedem Fall in den oberflächennahen Gewebeschichten liegt. Daher läßt sich die Belastung der inneren Organe unter den bereits beschriebenen Einschränkungen mit einem flüssigkeitsgefüllten Phantom konservativ abschätzen.

Der durch die Belastung des Körpers mit elektromagnetischen Feldern induzierte maximale Temperaturanstieg wird ebenfalls an Hand eines planaren generischen Körpermodells untersucht, um eine Grenzfallanalyse unter Einhaltung der SAR-Grenzwerte nach IEEE und ICNIRP durchzuführen. Die Ergebnisse des generischen Modells zeigen, daß der IEEE-Standard konservativer ist als die ICNIRP-Richtlinien. Wird die Konvektion auf der Haut verhindert, kann der durch die elektromagnetischen Felder induzierte Temperaturanstieg deutlich über 3°C betragen.

Hierbei ist jedoch zu beachten, daß sämtliche Temperaturregulationsmechanismen des Körpers vernachlässigt wurden. Dieser Wert kann daher als Worst-Case betrachtet werden. Zur Untersuchung des Temperaturanstiegs der inneren Organe werden anatomische Modelle des Körpers verwendet. Hier fällt die induzierte Erwärmung unter freier Konvektion und auch unter adiabatischen Bedingungen deutlich geringer aus. Bei einer maximal zulässigen Belastung von 2 W/kg (10 g SAR) wurde bei freier Konvektion ein maximaler Temperaturanstieg von 0,23°C und bei adiabatischen Bedingungen von 0,31°C ermittelt. In allen Fällen liegen die Temperaturmaxima zwischen 7 mm und 22 mm unterhalb der Körperoberfläche. Trotz der bei 450 MHz relativ hohen Eindringtiefe konnte keine starke Erwärmung der inneren Organe beobachtet werden.

Da das für die thermische Modellierung verwendete Pennes-Modell die Effekte der Durchblutung auf die Körpertemperatur nur mit beschränkter Genauigkeit wiedergibt, wurde ein neues, flexibles thermisches Modell für die Untersuchung der Wechselwirkung von Biologischer Materie und EM-Strahlung entwickelt. Es behebt eine Reihe von existierenden Problemen, indem es die Gerichtetheit des Blutflusses und die Diskretheit der Gefäße sowie die Temperaturabhängigkeit verschiedener Gewebeparameter berücksichtigt. Das neue thermische Modell wurde effizient implementiert und in die bestehende Simulationsumgebung integriert. Im Hinblick auf die experimentelle Validierung des Modells besteht aber noch zusätzlicher Bedarf, so daß von seiner Verwendung zur Überprüfung der bei den anatomischen Modellen beobachteten sehr geringen thermischen Belastung zunächst abgesehen wurde.

Die Ergebnisse der Studie wurden im Hinblick auf den sich zur Zeit in Entwicklung befindenden Standard IEC 62209, Teil 2 [1], beurteilt. Sie lassen sich wie folgt zusammenfassen:

- Auf Grund von nicht in diesem Ausmaß erwarteten und noch nicht beobachteten Effekten, die durch die Schichtung des Körpergewebes auftreten, kann es im Vergleich zu homogenem Gewebe oder gewebesimulierenden Flüssigkeiten zu erhöhter Absorption elektromagnetischer Felder im Körper kommen. Hierbei sind zwei verschiedene Effekte zu unterscheiden: 1.) verstärktes Eindringen reaktiver Nahfeldkomponenten bei Frequenzen unterhalb von 450 MHz und elektrisch kleinen Antennen und 2.) Stehwelleneffekte bei fernfeldähnlicher Exposition. Maximale Überhöhungen von 5 dB im Vergleich zu den standardisierten Flüssigkeiten wurden ermittelt. Diese Effekte können mit homogenen experimentellen Phantomen zur SAR-Bestimmung nicht reproduziert werden.
- Die Belastung verschiedener innerer Organe wurde bestimmt. Hierbei konnte keine überhöhte Absorption für einzelne Organe beobachtet werden. Maßgeblicher Faktor für die Belastung eines Organs ist seine Lage im Körper. In allen beobachteten Fällen ist das Peak Spatial Average SAR an der Körperoberfläche größer als das einzelner innerer Organe.
- Bisher existierende Standards [2, 3, 4] zur Typenprüfung von am Ohr betriebenen drahtlosen Geräten sind von den Ergebnissen dieser Studie nicht betroffen; die beschriebenen Effekte treten auf Grund der unterschiedlichen Gewebeverteilung an den exponierten Regionen des Kopfes nicht auf.
- Für am Körper betriebene Geräte müssen die einschlägigen Standards zur Typenprüfung angepaßt werden, um die beobachteten Effekte zu berücksichtigen. Dazu wurden vom Auftragnehmer dieser Studie bereits Vorschläge (frequenz- und abstandsabhängiger Skalierungsfaktor) in den entsprechenden Arbeitsgruppen von IEC TC 106 und ICES TC 34 SC 2 eingebracht.
- Die durch die Exposition mit einem 10 g SAR von 2 W/kg induzierte Temperaturerhöhung im Gewebe kann unter Extrembedingungen (eindimensionales Modell mit adiabatischen Randbedingungen, maximale Absorption, keine Thermoregulation) über 3,5°C betragen und damit deutlich höher sein, als es bisher angenommen wurde. Bei freier Konvektion

wurden maximal $0,8^{\circ}\text{C}$ ermittelt. Die mit dem anatomischen Modell unter Normalbedingungen ermittelten Werte liegen bei bis zu $0,23^{\circ}\text{C}$ bei freier Konvektion und bei bis zu $0,31^{\circ}\text{C}$ bei adiabatischen Randbedingungen. Diese treten immer nahe der Körperoberfläche auf. Der für die inneren Organe ermittelte Temperaturanstieg ist vernachlässigbar, sofern die SAR-Grenzwerte eingehalten werden.

Summary

This project analyzes the exposure of the trunk of the human body to wireless handheld and portable devices operating in its immediate environment. Because of the large frequency range from 450 MHz to 6 GHz, both near-field and far-field coupling effects are considered. In addition to the evaluation of the peak spatial average SAR, which is the relevant quantity for compliance with exposure limits, the exposure of various inner organs is discussed using generic and anatomically correct models of the human body. In addition, the impact of the absorbed radiation on the temperature distribution is discussed for different tissue compositions.

First, the absorption of electromagnetic fields is analyzed theoretically with the help of generic planar models of the body which mimic the layered structure of the body tissue at different regions of the trunk. Two distinct effects are observed leading to an increase of the local and average SAR compared to homogeneous tissue or tissue simulating liquids. Under far-field-like conditions, standing wave effects can occur which lead to a strong increase of the local SAR in the skin. In comparison to tissue simulating liquids, an increase of the peak spatial average SAR of up to 5 dB was found. In the near-field zone, E-fields oriented perpendicular to the surface of the body penetrate into low permittivity tissue, which also causes an increase of the local SAR in the skin. This effect is only relevant at frequencies below 450 MHz and strongly depends on the antenna type. In conclusion, current tissue simulating liquids do not allow a conservative assessment of the peak spatial average SAR under all circumstances. However, an increase of the absorption compared to homogeneous tissue occurs only in the skin layer.

The effects observed for the generic model are investigated using different anatomically correct body models exposed to the radiation of generic antennas and realistic models of wireless devices. Both the peak spatial average SAR of the exposed regions and the exposure of different inner organs were analyzed. The evaluation of the peak spatial average SAR confirms the effects predicted by the generic body model: At frequencies of 450 MHz and above, the tissue simulating liquids as defined in the respective standards yield a conservative assessment of the exposure under near-field-like conditions. For far-field-like exposure, the standing wave effects which cannot be reproduced by tissue simulating liquids were also observed with the anatomically correct models.

As expected, the evaluation of the exposure of the inner organs showed a distinct decrease of the SAR with distance from the radiation source, resulting from attenuation of the fields in the body. Excessive exposure of particular organs was not observed. Due to the limited number of appropriate whole-body models, the reliable assessment of the exposure variability among different individuals is not feasible. Nevertheless, the theoretical analysis allows the conclusion that the SAR maximum will always occur in the tissue layers close to the surface. Hence, the exposure of the inner organs can be conservatively assessed with a liquid-filled phantom considering the limitations described above.

The maximum temperature rise caused by the exposure of the body to electromagnetic fields is also analyzed using a generic planar model of the body in order to assess the worst case while meeting the SAR exposure limits according to IEEE and ICNIRP. The results show that the IEEE standard is more conservative than the ICNIRP guidelines. If the convection at the skin is suppressed, the temperature increase induced by the electromagnetic fields can be significantly higher than 3°C. In this context, it should be noted that no thermal regulatory mechanisms of the body are considered. This result can therefore be regarded as the worst-case. To analyze the temperature increase of the inner organs, anatomical models of the body are used. With these models, the induced tissue heating is noticeably lower. At the maximum permitted exposure of 2 W/kg (10 g SAR), a temperature increase of 0.23°C was observed for free convection and 0.31°C for adiabatic conditions. In all cases, the temperature maxima occur between 7 mm and

22 mm underneath the surface of the body. In spite of the comparatively high penetration depth at 450 MHz, no strong increase of the temperature of the inner organs was found.

The Pennes model was used for the thermal simulations; however, this model reproduces the effects of blood perfusion on the body temperature with only limited accuracy. Therefore, a novel, flexible model for the analysis of the interaction of biological tissues and electromagnetic radiation has been developed. The new model resolves several of the existing problems by considering directional blood flow and discrete blood vessels as well as the temperature dependence of different tissue parameters. An efficient formulation for the implementation of the novel thermal model has been found, and it could be integrated into the existing simulation environment. Additional experimental validation of the model is in progress. Since the temperature increase observed in the anatomical simulations is very low, it was refrained from reproducing these findings.

The results of this study have been appraised with respect to the standard IEC 62209, Part 2 [1], which is currently under development. They can be summarized as follows:

- The absorption of electromagnetic fields in layered body tissue may increase with respect to homogeneous tissue or tissue simulating liquids. This is due to effects whose great extent had not been anticipated or which had not yet been observed: 1.) increased penetration of reactive near-field components for frequencies below 450 MHz and electrically small antennas, and 2.) standing wave effects for far-field-like exposure. The observed maximum SAR increase was approximately 5 dB in comparison to the standardized tissue simulating liquids. These effects cannot be reproduced with homogeneous dosimetric phantoms.
- The exposure of different inner organs was assessed. Increased absorption in particular organs was not observed. The constitutive factor for the exposure of an organ is its position in the body. In all observed cases, the peak spatial average SAR at the surface of the body is larger than that of the inner organs.
- The current standards for compliance testing of wireless devices operated at the ear [2, 3, 4] are not affected by the results of this study; the observed effects do not occur at the exposed regions of the head because of the different tissue composition.
- For devices operated at the body, the respective compliance testing standards must be adapted to take into account the observed effects. The consortium of this study has submitted suggestions (frequency- and distance-dependent scaling factor) to the respective working groups of IEC TC 106 and ICES TC 34 SC 2.
- The temperature increase in the tissue due to exposure to a 10 g SAR of 2 W/kg can reach more than 3.5°C under extreme conditions (one-dimensional model with adiabatic boundary conditions, maximum absorption, no thermal regulation). This significantly exceeds the order of magnitude previously assumed. For free convection, a maximum increase of 0.8°C was observed. The temperature increase in the anatomical phantom reaches up to 0.23°C for free convection and 0.31°C for adiabatic boundary conditions. Such conditions always occur close to the surface of the body. The temperature increase in the inner organs is negligible, if the SAR exposure limits are met.

Inhaltsverzeichnis

1	Einführung	9
2	Zielsetzung	9
3	Absorption elektromagnetischer Felder in geschichtetem biologischem Gewebe	10
3.1	Einführung und Zielsetzung	10
3.2	Generisches Körpermodell	10
3.3	Charakterisierung der Absorption elektromagnetischer Felder in geschichtetem Gewebe	12
3.3.1	Spektrale Darstellung des einfallenden elektromagnetischen Feldes	12
3.3.2	Absorption der Spektralkomponenten	14
3.4	Absorption bei Belastung durch Dipolantennen	19
3.4.1	SAR im Nah- und Fernfeld von Antennen	19
3.4.2	Verstimmung der Antenne	20
3.4.3	Kurze Dipole von 30 MHz bis 900 MHz	21
3.4.4	SAR bei 5800 MHz	22
3.5	Fernfeldexposition bei anatomisch korrekter Gewebeverteilung	22
3.6	Zusammenfassung und Schlußfolgerungen	25
4	Belastung in anatomischen Modellen des menschlichen Körpers	30
4.1	Einführung und Zielsetzung	30
4.2	Anatomische Körpermodelle	30
4.2.1	Modell eines erwachsenen Mannes	30
4.2.2	Modell einer erwachsenen Frau	31
4.2.3	Exponierte Körperregionen und Organe	32
4.3	Antennen- und Gerätetypen	32
4.3.1	Dipolantennen	32
4.3.2	Walkie-Talkie mit Helixantenne	33
4.3.3	Multibandtelefon mit integrierter Antenne	33
4.3.4	Laptop-Computer mit WLAN-Karte	34
4.4	Belastung spezifischer Organe und Körperregionen	35
4.5	Belastung durch Laptop mit WLAN-Antenne	36
4.6	Stehwelleneffekte im anatomischen Körpermodell	39
4.7	Zusammenfassung und Schlußfolgerungen	43
5	Thermische Belastung des Rumpfbereichs nach dem Pennes-Modell	45
5.1	Einführung und Zielsetzung	45
5.2	Grenzfallanalyse bei einem generischen Modell	46
5.2.1	Vorgehensweise bei der thermischen Grenzfallanalyse	46
5.2.2	Ergebnisse	47
5.3	Staircasing-Filter	49
5.3.1	Beschreibung des Problems	49
5.3.2	Funktionsweise des Filters	49
5.4	Anatomische Modelle	50
5.4.1	Untersuchte Konfigurationen	50
5.4.2	Ergebnisse	50
5.5	Zusammenfassung und Schlußfolgerungen	52

6	Erweiterte Modelle und Verfahren zur Simulation der thermischen Belastung	53
6.1	Einführung	53
6.2	Theorie	53
6.3	Entwickeltes Modell für erweiterte thermische Simulationen	55
6.4	Implementierung	56
6.5	Validierung, Tests und Beispiele	58
6.6	Schlußfolgerung	59
7	Abschließende Bewertung und Übertragbarkeit der Ergebnisse	60

1 Einführung

Seit der Einführung des Mobiltelefons wurde eine beachtliche Anzahl von Forschungsarbeiten zur Absorption elektromagnetischer Felder durch in Nähe des Kopfes des Benutzers arbeitende drahtlose Geräte veröffentlicht. Der zu Grunde liegende Absorptionsmechanismus für hochfrequente Felder basiert im wesentlichen auf der Induzierung von Wirbelströmen auf der Haut und im Gewebe. Diese werden durch das Magnetfeld der Ströme auf dem Gerät und seiner Antenne verursacht. Dieser Mechanismus wurde erstmalig in [5] beschrieben, und erweiterte Näherungsformeln für das Peak Spatial Average SAR, allgemeine Antennentypen und einen größeren Frequenzbereich werden in [6] und [7] diskutiert.

Alle diese Ansätze gehen jedoch von Absorption in homogen verteiltem stark wasserhaltigem Körpergewebe aus. Für die zunehmende Anzahl in der Nähe des Körpers arbeitender oder am Körper getragener Geräte müssen jedoch Effekte berücksichtigt werden, die durch Gewebe geringen Wassergehalts (Fett, Knochen usw.) hervorgerufen werden können. In [8] wird von einem erheblichen Einfluß des Fettgewebes auf die von einem Hyperthermieapplikator induzierte Feld- und SAR-Verteilung berichtet. Auf Grund der Fettschicht wurde ein starker Anstieg der in der Haut eines Patienten absorbierten Leistung beobachtet, was zu einer starken Erwärmung des Gewebes führte. Bisherige theoretische und numerische Untersuchungen zum Einfluß schlecht leitender Gewebeschichten auf das SAR (z. B. [9, 10, 11]) beschreiben die in [8] beobachteten Effekte aber nicht ausreichend. Gerade für am Körper getragene Geräte ist die Untersuchung der Absorption in Abhängigkeit der Gewebezusammensetzung relevant. Auf Grund der vielen verschiedenen Gerätetypen und der individuell unterschiedlichen anatomischen Eigenschaften der Benutzer ergibt sich eine nahezu unendlich große Zahl auszuwertender Konfigurationen, und die Untersuchung der Absorptionseffekte an Hand einiger weniger anatomischer Körpermodelle kann praktisch kein vollständiges Bild aller möglichen Effekte liefern. Daher ist neben der numerischen Beschreibung der Absorption mittels einzelner anatomischer Körpermodelle eine zusätzliche theoretische Analyse notwendig, um realistische Grenzfälle (worst-cases) zu ermitteln.

2 Zielsetzung

Ziel dieser Studie ist die Charakterisierung der Absorption elektromagnetischer Felder im Rumpfbereich des menschlichen Körpers durch Sender in seiner unmittelbaren Nähe. Im einzelnen umfaßt dies

- die ausführliche theoretische Analyse von Nahfeld- und Fernfeldeffekten verschiedener Antennentypen bei der Absorption elektromagnetischer Felder durch geschichtetes biologisches Gewebe,
- die Validierung dieser Effekte mittels verschiedener numerischer Methoden,
- die Auswertung von Grenzfällen (maximale Absorption) in Abhängigkeit von Frequenz, Antennentyp, Gewebezusammensetzung usw.,
- die Untersuchung der Feldverteilung im Körper und der Belastung verschiedener Körperregionen und Organe bei verschiedenen Expositionsszenarien durch am Körper getragene Geräte an Hand anatomischer Computermodelle des menschlichen Körpers,
- die Analyse der durch die absorbierte elektromagnetische Leistung induzierten Erwärmung der einzelnen Körperregionen,

- die Entwicklung eines speziellen Filters für Staircasing-Artefakte bei der SAR-Berechnung an schrägen und gekrümmten Flächen,
- die Entwicklung erweiterter Modelle und Verfahren zur Simulation der thermischen Belastung unter Berücksichtigung anisotroper Wärmequellen und -leitfähigkeit,
- die Bewertung der Ergebnisse im Hinblick auf bestehende Standards und Normen zur Typprüfung drahtloser Geräte sowie die Beurteilung der Verallgemeinerbarkeit und Übertragbarkeit auf andere Organe.

3 Absorption elektromagnetischer Felder in geschichtetem biologischem Gewebe

3.1 Einführung und Zielsetzung

Dieses Kapitel untersucht den Einfluß der in [12] besprochenen Faktoren auf die Absorption elektromagnetischer Felder im Rumpfbereich des menschlichen Körpers unter Berücksichtigung anatomisch korrekter Gewebeverteilung. Hierbei wird ein geschichteter dielektrischer Halbraum als vereinfachtes Körpermodell angenommen. Die Absorption der elektromagnetischen Felder wird zunächst mit Hilfe eines theoretischen Verfahrens qualitativ untersucht. Die Quantifizierung erfolgt dann für verschiedene generische Antennen (Dipole) durch numerische Simulation. Um die Ergebnisse im Hinblick auf die einschlägigen Verfahren zur Typenprüfung drahtloser Geräte beurteilen zu können, werden stets homogene (d. h. nicht geschichtete) Körpermodelle bzw. Phantome mit den standardisierten dielektrischen Parametern für gewebesimulierende Flüssigkeiten zum Vergleich herangezogen. Dies beinhaltet

- die Definition eines generischen Körpermodells, das die Absorptionseffekte in geschichtetem Gewebe wiedergibt,
- eine Analyse des Einflusses der Verteilung des Körpergewebes auf die Absorption elektromagnetischer Energie und das Peak Spatial Average SAR unter Berücksichtigung von Nah- und Fernfeldeffekten im in [12] diskutierten Parameterbereich,
- die Bestimmung von Grenzfällen (maximale Absorption) für die in [12] zusammengestellten Gewebezusammensetzungen
- und die Validierung der Effekte mittels einfacher Dipolantennen und verschiedener numerischer Methoden.

3.2 Generisches Körpermodell

Der wichtigste Parameter, der die dielektrischen Eigenschaften biologischer Gewebe bestimmt, ist ihr Wassergehalt. Während dieser in Körperflüssigkeiten leicht 90 % überschreiten kann, liegt er zum Beispiel in bestimmten Knochen- oder Fettgeweben unterhalb von 20 % [13, 14]. Nach [13] lassen sich biologische Gewebe in Gruppen mit hohem und mit niedrigem Wassergehalt einteilen. Typische Gewebe niedrigen Wassergehalts sind beispielsweise Fett- oder Brustgewebe, Knochen und die aufgeblähte Lunge. Diese besitzen eine vergleichsweise niedrige Permittivität und Leitfähigkeit. Eindringende elektromagnetische Felder haben daher eine relativ hohe Wellenlänge und werden nur schwach gedämpft. Das lokale SAR ist hier ebenfalls niedriger. Auf Grund der unterschiedlichen Wellenimpedanzen von Geweben mit hohem und niedrigem Wassergehalt werden elektromagnetische Wellen an den Grenzen zwischen diesen Gewebetypen stark reflektiert.

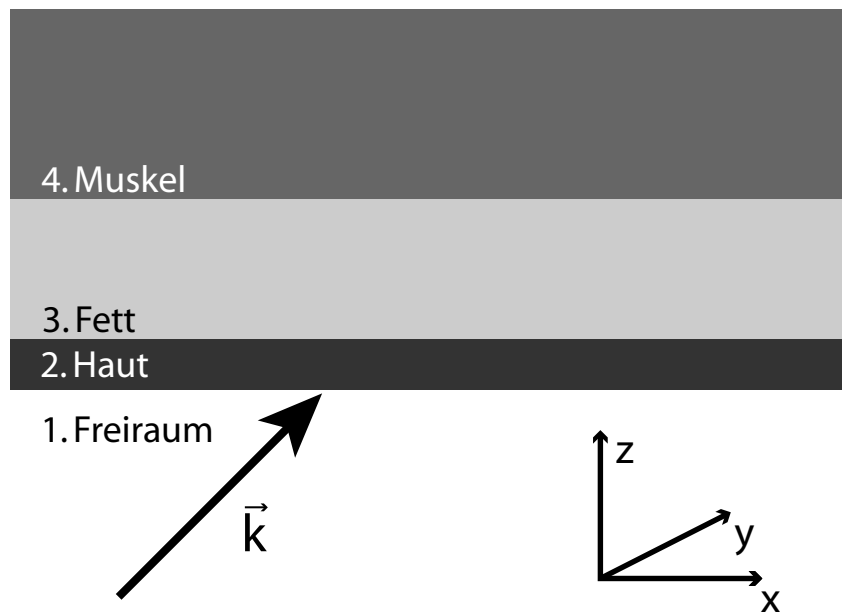


Abbildung 1: Geschichtetes Körpermodell mit auf die Haut einfallender ebener Welle

Um den Einfluß der Gewebeeigenschaften auf die Absorption zu untersuchen, wird ein geschichteter dielektrischer Halbraum gewählt, der eine Gewebeschicht mit niedrigem Wassergehalt (Fett) zwischen zwei Gewebeschichten mit hohem Wassergehalt (Haut und Muskel) enthält (Abbildung 1). Diese Gewebeverteilung kann stellvertretend für praktisch alle Körperregionen angenommen werden, da die dielektrischen Eigenschaften von Fett denen von Knochen ähnlich sind, während Muskelgewebe den meisten inneren Organen vergleichbare Eigenschaften besitzt. Ein Halbraum wird gewählt, weil mögliche Einflüsse der endlichen Größe des Körpers in diesem Abschnitt nicht diskutiert werden sollen.

Für die Haut wird eine Profildicke von 0,4 mm bis 2,6 mm gewählt [12]. Diese umfaßt die Epidermis und die Dermis für sämtliche Körperpartien und Altersgruppen vom Säugling bis zu Sechzigjährigen. Eine zuverlässige Bestimmung der Dicke der Fettverteilung erscheint schwierig. Um jedoch alle möglichen Absorptionseffekte abzudecken, wird ein Bereich von null bis $\lambda/2$ für die Dicke der Fettschicht angenommen, obwohl dieser im unteren Frequenzbereich realistische Grenzen überschreiten kann.¹ Daher werden sämtliche Ergebnisse dieses Kapitels im Hinblick auf ihre anatomische Korrektheit beurteilt. Die Muskelschicht schließt das Körpermodell ab. Eine weitere Gewebeschicht wird in dem Modell nicht berücksichtigt, da die Effekte im Körperinneren, die durch Reflexionen auftreten können, ähnlicher Natur sind wie die in den vorderen Schichten. Auf Grund der im Vergleich zu Fettgewebe relativ starken Dämpfung der eindringenden Felder in der Muskelschicht ist von den weiter im Inneren liegenden Schichten kein signifikanter Beitrag zum über ein Volumen gemitteltes SAR zu erwarten. Die dielektrischen Parameter und Dichten der Gewebe, die für die folgenden Berechnungen verwendet werden, sind in den Tabellen 1 und 2 aufgeführt.

¹Gewebedicken, die in Einheiten von λ angegeben werden, berücksichtigen immer die durch die dielektrischen Eigenschaften des jeweiligen Gewebes verkürzte Wellenlänge.

Frequenz [MHz]	Haut		Fett		Muskel		HTSL		BTSL	
	ϵ_r	σ [S/m]	ϵ_r	σ [S/m]	ϵ_r	σ [S/m]	ϵ_r	σ [S/m]	ϵ_r	σ [S/m]
30	153,0	0,34	8,1	0,033	88,3	0,71	126,5	0,33	90,1	0,68
75	84,3	0,46	6,3	0,036	69,6	0,74	76,8	0,42	69,6	0,72
150	61,5	0,54	5,8	0,037	63,2	0,77	52,3	0,76	61,9	0,80
236	53,0	0,61	5,7	0,039	60,7	0,80	48,3	0,82	59,8	0,85
450	45,8	0,71	5,6	0,042	58,5	0,85	43,5	0,87	56,7	0,94
900	41,4	0,87	5,5	0,051	56,9	1,00	41,5	0,97	55,0	1,05
1500	39,4	1,07	5,4	0,068	55,8	1,27	40,5	1,20	54,0	1,33
1800	38,9	1,18	5,4	0,078	55,3	1,44	40,0	1,40	53,3	1,52
2450	38,0	1,46	5,3	0,105	54,4	1,88	39,2	1,80	52,7	1,95
5800	35,1	3,72	5,0	0,293	49,5	5,44	35,3	5,27	48,2	6,00

Tabelle 1: Dielektrische Parameter von Haut-, Fett- und Muskelgewebe sowie der standardisierten Flüssigkeiten zur Typenprüfung drahtloser Geräte: Head Tissue Simulating Liquid (HTSL) und Body Tissue Simulating Liquid (BTSL), Angaben nach [15, 16]

Gewebe	ρ in kg/m ³
Haut	1100
Fett	916
Muskel	1041
HTSL, BTSL	1000

Tabelle 2: Gewebedichten nach [17]

3.3 Charakterisierung der Absorption elektromagnetischer Felder in geschichtetem Gewebe

3.3.1 Spektrale Darstellung des einfallenden elektromagnetischen Feldes

Propagierende und reaktive Wellen

Die elektromagnetischen Felder, die von einer Antenne erzeugt werden, lassen sich als Funktion propagierender und reaktiver ebener Wellen mit E- oder H-Polarisation beschreiben.² Die Polarisation beschreibt die Orientierung des E- bzw. H-Feldvektors zur Grenzfläche zwischen Freiraum und Luft in Abbildung 1. Der Wellenvektor \vec{k}_i ist durch

$$\vec{k}_i = \begin{pmatrix} k_{x_i} \\ k_{y_i} \\ k_{z_i} \end{pmatrix} \quad (1)$$

definiert, wobei k_z senkrecht auf der Grenzfläche steht. Da die Absorption außer von den dielektrischen Eigenschaften des Körpermodells lediglich vom Einfallswinkel abhängt, kann das Koordinatensystem so gewählt werden, daß die einfallende Welle immer in der xz-Ebene liegt. Die z-Komponente des Wellenvektors kann dann mit $k_0 = |\vec{k}|$ als $k_z = \sqrt{k_0^2 - k_x^2}$ geschrieben werden. Man kann dann die folgenden Fälle unterscheiden:

- $k_x/k_0 = 0$ bedeutet senkrechten Einfall.

²In der einschlägigen Literatur werden E-polarisierte Wellen auch als TM-Wellen und H-polarisierte Wellen auch als TE-Wellen bezeichnet [18].

- $0 < |k_x/k_0| \leq 1$ entspricht schrägem Einfall auf die Oberfläche. Bei $|k_x/k_0| = 1$ breitet sich die einfallende Welle parallel zur Oberfläche aus.
- $|k_x/k_0| > 1$ entspricht dem reaktiven oder evaneszenten Teil des von der Antenne erzeugten Spektrums. In verlustfreien Materialien ist k_z rein imaginär. Das Vorzeichen von k_z muß so gewählt werden, daß die evaneszenten Wellen mit zunehmendem Abstand von der Antenne abnehmen.

Ein Beispiel für evaneszente Wellen ist die Totalreflexion, die bei Austritt eines Lichtstrahls aus einem optisch dichteren Medium in ein optisch dünneres auftreten kann. Hierbei wird das Licht vom Einfallslot weggebrochen. Bei hinreichend großem Einfallswinkel erreicht der Austrittswinkel 90° , so daß bei verlustlosen Medien keine Lichtleistung mehr übertragen wird, und man spricht von Totalreflexion. Dennoch dringen elektromagnetische Felder in das optisch dünnere Medium ein. Diese evaneszenten Felder besitzen eine rein imaginäre Ausbreitungskonstante und klingen daher sehr schnell mit dem Abstand von der Grenzfläche ab. Das von Antennen endlicher Größe abgestrahlte Wellenspektrum besteht sowohl aus propagierenden als auch aus evaneszenten Wellen, wobei letztere nur im reaktiven Nahfeld der Antenne vorkommen.

SAR-Berechnung für spektrale Darstellung des Feldes

In jeder Schicht i in Abbildung 1 kann das elektrische Feld als Überlagerung der einfallenden und reflektierten spektralen Komponenten dargestellt werden.³ Diese lassen sich als Funktion des Wellenvektors \vec{k}_i und der z -Koordinate schreiben

$$\vec{E}_i(k_{x_i}, z) = \vec{E}_{inc_i}(k_{x_i}) e^{-j k_{z_i} z} + \vec{E}_{ref_i}(k_{x_i}) e^{+j k_{z_i} z}. \quad (2)$$

Die Amplituden der einfallenden und reflektierten Wellen \vec{E}_{inc_i} und \vec{E}_{ref_i} kann man unter Berücksichtigung der Randbedingungen an den Grenzflächen mittels eines einfachen Leitungsmodells bestimmen. Der Index i nimmt hierbei entsprechend den in Abbildung 1 dargestellten Gewebeschichten Werte von 1 bis 4 an. Das Peak Spatial Average SAR in einem würfelförmigen Volumen der Masse m kann damit für eine einfallende propagierende oder reaktive ebene Welle $\vec{E}_{inc_{Air}}$ mit

$$SAR(k_x)_m = \frac{A}{m} \int_{z_1}^{z_2} \frac{\sigma \hat{E}(k_x, z)^2}{2} dz \quad (3)$$

nach dem in Abschnitt 8.2.A von [19] beschriebenen Verfahren berechnet werden. σ ist die gewebeabhängige Leitfähigkeit, und \hat{E} ist die komplexe Amplitude des E-Feldes entlang der z -Achse von z_1 nach z_2 . Der Abstand von z_1 nach z_2 wird mit dem Querschnitt A multipliziert. Das sich daraus ergebende Volumen enthält die Masse, über die das SAR gemittelt werden soll. Hierbei müssen die jeweiligen Dichten der im Integrationsweg enthaltenen Gewebe berücksichtigt werden.

Die sich ergebende räumliche Verteilung des Feldes und des SARs hängt stark von der Wechselwirkung der reflektierten Wellen und der Stromverteilung auf der Antenne ab. Eine Änderung der Reflexion beispielsweise auf Grund einer Änderung der Gewebestruktur beeinflusst die Stromverteilung und daher auch die Belastung der Antenne. Daher können die Felder und die Fußpunktimpedanz der Antenne nur mit numerischen Methoden bestimmt werden. Dennoch wird die Absorption der elektromagnetischen Felder in geschichtetem Gewebe als Funktion der

³In der abschließenden Muskelschicht sind sämtliche reflektierten Komponenten gleich null.

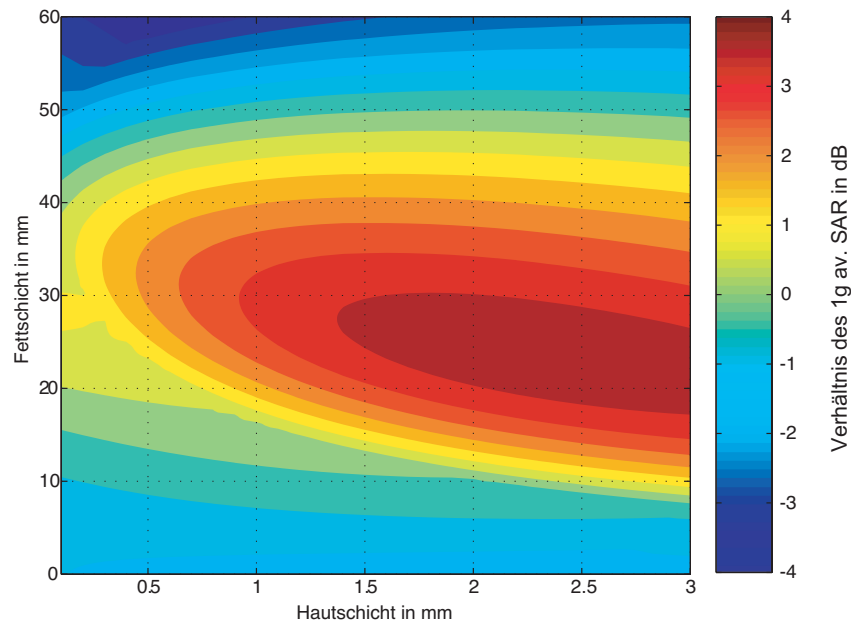


Abbildung 2: Verhältnis des 1g Peak Spatial Average SARs in einem geschichteten Halbraum (Abbildung 1) als Funktion der Haut- und Fettschichtdicke im Vergleich zu HTSL bei senkrechtem Einfall bei 900 MHz

Spektralkomponenten des einfallenden Feldes im folgenden qualitativ bestimmt. Abschnitt 3.4 wird die Ergebnisse dieser qualitativen Analyse anschließend für verschiedene Dipolantennen mit Hilfe numerischer Methoden quantitativ diskutieren.

3.3.2 Absorption der Spektralkomponenten

Senkrechter Einfall

Bevor die Absorption bei schrägem Einfall und bei evaneszenten Wellen untersucht wird, soll erst der Fall $k_x/k_0 = 0$ (senkrechter Einfall) an Hand des generischen Modells analysiert werden. Nach dem in [20] verwendeten Verfahren werden die Profildicken der Haut- und der Fettschicht entsprechend den in Abschnitt 3.2 beschriebenen Grenzen variiert. Die propagierenden Anteile des Spektrums dominieren das Fernfeld der Antenne. Bei niedrigen Frequenzen (unterhalb von etwa 300 MHz) jedoch beginnt der Fernfeldbereich bei einem Antennenabstand, der in der Größenordnung der Abmessungen des menschlichen Körpers selbst oder noch darüber liegt. Er überschreitet daher auch die typischen Distanzen, in denen am Körper getragene Geräte verwendet werden. Die niedrigste Frequenz, für die der senkrechte Einfall untersucht wird, ist 236 MHz. Die Anwendung dieses Verfahrens auf niedrigere Frequenzen erscheint aus oben genannten Gründen problematisch. Diese Frequenzen werden in den Abschnitten 3.3.2 und 3.4 näher betrachtet.

Das 1g Peak Spatial Average SAR ist in Abbildung 2 als Funktion der Haut- und der Fettschichtdicke normiert auf den für HTSL erhaltenen Wert bei 900 MHz dargestellt. Durch Reflexionen an der Muskelschicht entsteht eine Stehwelle im Fettgewebe. Wenn die gesamte Dicke der Haut- und der Fettschicht einer Phasenverschiebung von etwa $\pi/2$ entspricht, kommt das Stehwellenmaximum in der relativ stark leitfähigen Haut zu liegen. Das absolute Maximum des 1g Peak Spatial Average SARs in der geschichteten Struktur liegt dann um mehr als 3 dB über dem mit HTSL erhaltenem Wert. Ähnliche gewebeabhängige SAR-Verteilungen lassen sich über den gesamten untersuchten Frequenzbereich beobachten. Tabelle 3 enthält die Schichtdicken für

Frequenz [MHz]	d_{Haut} [mm]	d_{Fett} [mm]	d_{Fernfeld} [mm]
30	2,6	475	5000
75	2,6	260	2000
150	2,6	150	1000
236	2,6	100	640
450	2,6	50	330
900	2,6	24	170
1500	1,5	15	100
1800	1,3	13	80
2450	1,2	7	60
5800	0,4	3,8	26

Tabelle 3: Dicke der Haut- und Fettschichten für maximales 1 g Peak Spatial Average SAR im generischen Körpermodell (Abbildung 1) bei senkrechtem Einfall und ungefährem Beginn der Fernfeldzone von Antennen mit Abmessungen von etwa einer halben Wellenlänge

den Frequenzbereich von 236 MHz bis 5800 MHz, bei denen das höchste Peak Spatial Average SAR in einem würfelförmigen Volumen von 1 g erreicht wird. Der ungefähre Beginn der Fernfeldzone von Antennen, deren Abmessungen in der Größenordnung etwa einer halben Wellenlänge liegen, ist ebenfalls angegeben [21]. Bei Frequenzen oberhalb von 450 MHz beträgt die Fettschichtdicke, bei der das höchste SAR auftritt, maximal 50 mm. Diese Größenordnung kann für die Gewebeverteilung verschiedener Körperregionen gesunder Personen durchaus angenommen werden [22, 23]. Bei stark Übergewichtigen erscheinen auch höhere Werte wie die bei 236 MHz beobachteten 100 mm realistisch.⁴

Wie bereits erwähnt wurden Stehwelleneffekte bei der Bestimmung der dielektrischen Parameter der gewebesimulierenden Flüssigkeiten in Betracht gezogen. Diese berücksichtigen jedoch nur die Gewebeverteilung um das Ohr und den Schläfenknochen.

Abbildung 3 zeigt den Vergleich des maximalen 1 g Peak Spatial Average SARs des generischen Körpermodells mit den mit körporgewebesimulierenden Flüssigkeiten (HTSL und BTSL) bestimmten. Die dielektrischen Parameter von HTSL und BTSL sind in [15] für Frequenzen von 150 MHz und darüber angegeben. Bei 30 MHz und 75 MHz werden die in [16] genannten Mittelwerte für Hirn- und Muskelgewebe verwendet. Bei allen Frequenzen überschreitet das geschichtete Modell die Ergebnisse der gewebesimulierenden Flüssigkeiten um 2 dB — 5 dB. Die in den einschlägigen Standards definierten Parameter ergeben daher keine konservative Abschätzung der Belastung, wenn die Fernfeldkomponenten in dem auf den Körper einfallenden Wellenspektrums vorherrschen. Bei Frequenzen oberhalb von 5 GHz ist dies bereits bei sehr kurzen Abständen zum Körper von weniger als 30 mm der Fall, wenn die Abmessungen der strahlenden Teile des Gerätes nicht deutlich größer als eine Wellenlänge sind (Abschnitt 3.4.4). Die Bedeutung dieser Effekte für das Nahfeld wird in Abschnitt 3.3.2 besprochen.

Schräger Einfall und reaktive Wellen

Zur Charakterisierung der Absorption bei beliebigen Einfallswinkeln oder reaktiven Wellen wird das 1 g Peak Spatial Average SAR nach Gleichung (3) in geschichtetem Gewebe und in HTSL normiert auf die Leistungsdichte der einfallenden Welle berechnet. Die folgenden Abschnitte besprechen das Verhältnis des SARs in geschichtetem Gewebe und Flüssigkeiten im Frequenzbereich von 30 MHz bis 5800 MHz.

⁴Die in Tabelle 3 aufgeführten Ergebnisse für den Frequenzbereich von 30 MHz bis 150 MHz werden in Abschnitt 3.3.2 besprochen.

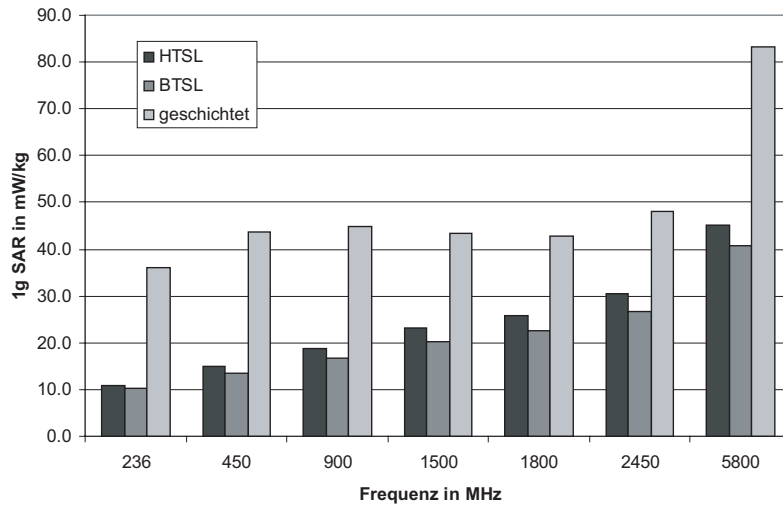


Abbildung 3: 1 g Peak Spatial Average SAR bei senkrechtem Einfall (1 W/m^2) auf einen Halbraum mit den dielektrischen Parametern von Head Tissue Simulating Liquid (HTSL), Body Tissue Simulating Liquid (BTSL) und den für maximales SAR bestimmten Gewebeverteilungen (Tabelle 3)

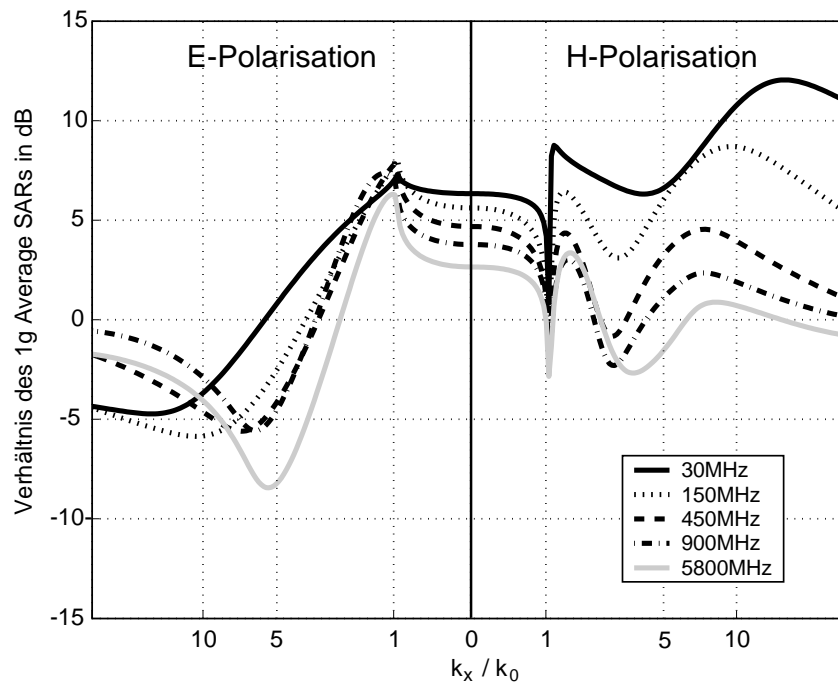


Abbildung 4: Verhältnis des 1 g Peak Spatial Average SARs in geschichtetem Gewebe (Abbildung 1) und HTSL als Funktion der tangentialen Wellenzahl k_x bei den in Tabelle 3 angegebenen Gewebedicken

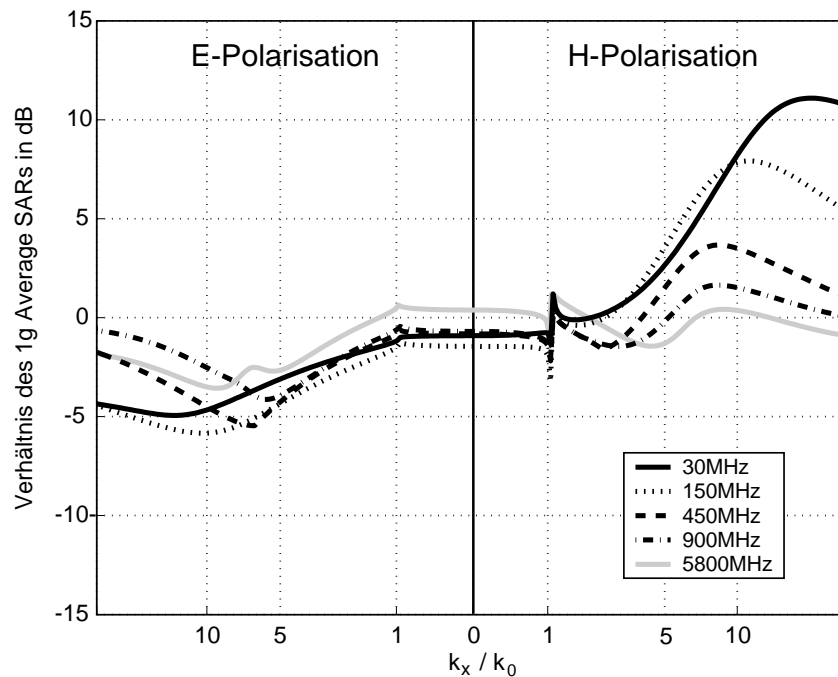


Abbildung 5: Verhältnis des 1g Peak Spatial Average SARs in geschichtetem Gewebe (Abbildung 1) und HTSL als Funktion der tangentialen Wellenzahl k_x mit auf 20% reduzierter Dicke der in Tabelle 3 angegebenen Fettschicht

Abbildung 4 zeigt das Verhältnis des 1g Peak Spatial Average SARs normiert auf HTSL in geschichtetem Gewebe mit den Profildicken, die in Tabelle 3 für die Grenzfälle bei senkrechtem Einfall angegeben sind. E- und H-Polarisation sind in den beiden Hälften der Abbildung dargestellt. Um die Bereiche des Wellenspektrums in einem einzigen Graphen zu zeigen, bei denen die bereits besprochenen Stehwelleneffekte und die Maxima der reaktiven Nahfelder auftreten, sind die Abszissen der Abbildungen 4 bis 7 gestaucht. Der Anstieg des SARs durch Stehwelleneffekte, der bereits in Abschnitt 3.3.2 besprochen wurde, ist bei $k_x/k_0 = 0$ deutlich zu erkennen. Dieser Effekt kann nahezu über den vollständigen Bereich der propagierenden Wellen (d. h. auch bei schrägem Einfall) beobachtet werden. Im reaktiven Teil des Spektrums $|k_x/k_0| > 1$ unterscheidet sich die Absorption bei E-Polarisation stark von der bei H-Polarisation. Während der Anstieg des SARs im reaktiven Bereich bei E-Polarisation schnell abnimmt, steigt er bei H-Polarisation und niedrigen Frequenzen stark an. Wellen dieser Polarisation enthalten E-Feldkomponenten, die senkrecht auf der Grenzfläche stehen. Bei elektrisch dünner Hautschicht dringen die senkrechten E-Feldkomponenten in das Fettgewebe mit niedriger Permittivität ein, was wiederum zu hohem SAR in der Haut führt. Bei sehr hohen Werten von $|k_x/k_0|$ nähert sich das SAR auf Grund der wesentlich niedrigeren Eindringtiefe der reaktiven Komponenten dem Wert von homogenem Gewebe. Diese Werte können bei niedrigen Frequenzen vergleichsweise groß werden (z. B. $|k_x/k_0| > 500$ für einen SAR-Anstieg von weniger als 1 dB). Die in diesen Bereichen auftretenden Differenzen zu HTSL sind auf die in Tabelle 1 beschriebenen unterschiedlichen dielektrischen Eigenschaften zurückzuführen.

Reduziert man die Dicke der Fettschicht, um Stehwelleneffekte zu vermeiden, ändert sich die Absorption im Bereich der propagierenden Wellen, wie es in Abbildung 5 gezeigt wird. Hier wird eine Fettdicke von 20% des in Tabelle 3 Wertes angenommen. Im Bereich der propagierenden Wellen ist das SAR unter diesen Umständen niedriger als in HTSL, da keine Stehwelleneffekte auftreten und ein maßgeblicher Teil des 1g-Volumens Fettgewebe mit niedriger Leitfähigkeit

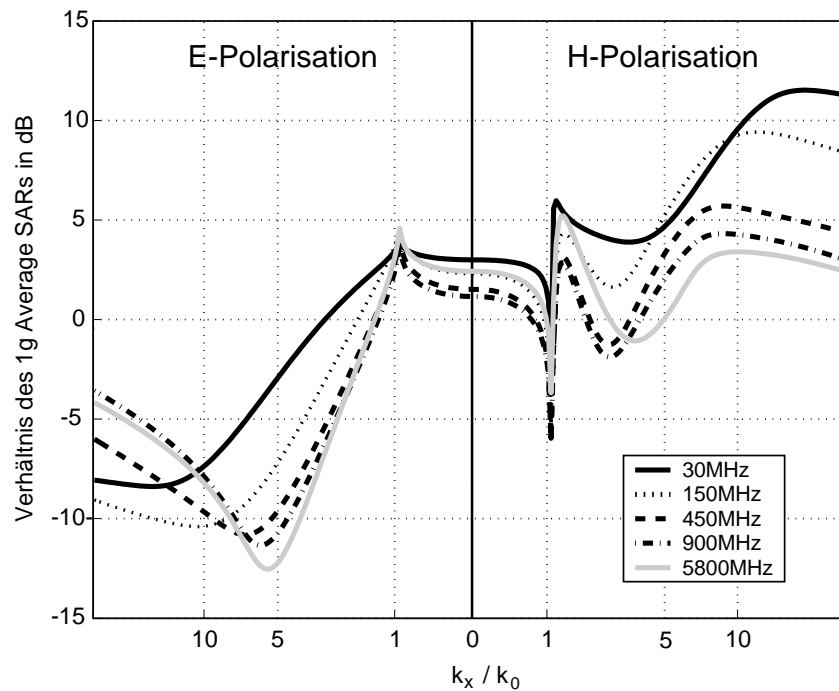


Abbildung 6: Verhältnis des 1 g Peak Spatial Average SARs in geschichtetem Gewebe (Abbildung 1) und HTSL als Funktion der tangentialen Wellenzahl k_x mit auf 50 % reduzierter Dicke der in Tabelle 3 angegebenen *Hautschicht*

enthält. Lediglich bei 5800 MHz steigt das SAR in geschichtetem Gewebe leicht an, da die Fettschicht nur eine Dicke von 0,76 mm hat und das 1 g-Volumen daher größtenteils aus Muskelgewebe besteht. In den reaktiven Bereichen des Spektrums treten nur geringe Änderungen gegenüber Abbildung 4 auf. Bei H-Polarisation kann der Anstieg des SARs bei niedrigen Frequenzen ebenfalls beobachtet werden. Im Gegensatz zu den Stehwelleneffekten hängt dieser Effekt daher nicht von der Dicke der Fettschicht, sondern in erster Linie von ihrem Vorhandensein ab.

Abbildung 6 zeigt den Einfluß der Verringerung der Hautdicke auf 50 % des in Tabelle 3 angegebenen Wertes. Im Bereich der propagierenden Wellen ist das SAR niedriger, da der Beitrag der Haut zum 1 g-Volumen abnimmt. Im reaktiven Bereich können auch hier keine starken Änderungen zu Abbildung 4 beobachtet werden. Entfernt man die Fettschicht jedoch vollständig, zeigen sich über das ganze Spektrum praktisch keine Veränderungen gegenüber HTSL (Abbildung 7).

Diese Effekte lassen sich folgendermaßen zusammenfassen:

- Ein Anstieg des SARs durch Stehwelleneffekte in geschichtetem Gewebe tritt für propagierende Wellen bei allen untersuchten Frequenzen auf. Dieser Effekt hängt im wesentlichen von der Frequenz und der Dicke der Fettschicht ab; er herrscht im Fernfeldbereich der Antenne vor. Bei Frequenzen von 236 MHz und darüber liegt der Anstieg des 1 g Peak Spatial Average SAR zwischen 2.0 dB und 5.5 dB.
- Bei niedrigen Frequenzen (< 450 MHz) kann ein SAR-Anstieg bei Belastung durch H-polarisierte evaneszente Wellen auftreten. Dieser Effekt entsteht durch senkrechte E-Feldkomponenten, die auf Grund der niedrigen Permittivität des Fettes in das Gewebe eindringen. Normalisiert man auf die Leistungsdichte der einfallenden Welle, ist ein Anstieg des 1 g SARs in geschichtetem Gewebe um über 10 dB zu beobachten. Bei höheren Frequenzen nimmt dieser Effekt allerdings ab. Die tatsächliche Belastung durch reaktive Wellen hängt

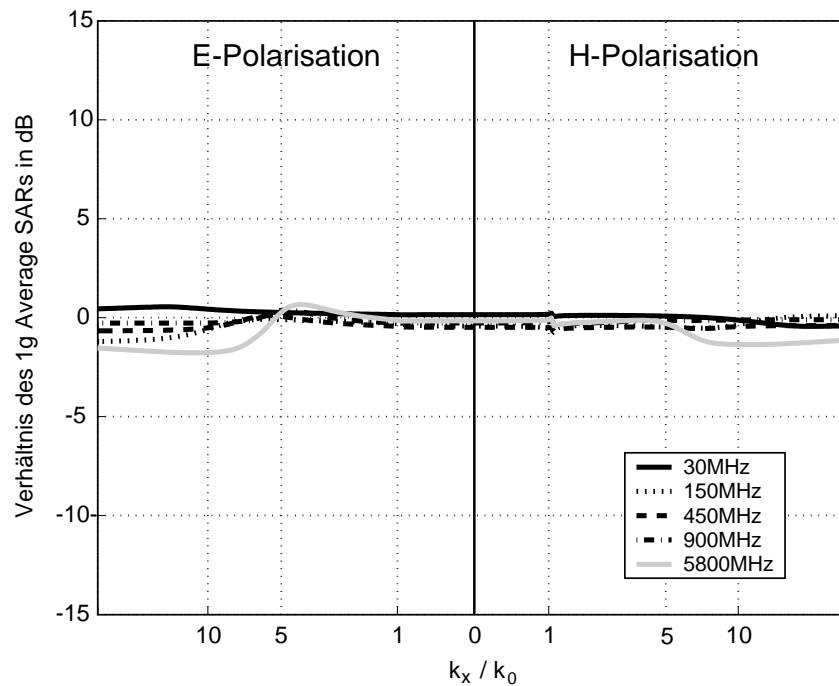


Abbildung 7: Verhältnis des 1g Peak Spatial Average SARs in geschichtetem Gewebe (Abbildung 1) und HTSL als Funktion der tangentialen Wellenzahl k_x ohne Fettschicht

jedoch stark vom Wellenspektrum des jeweiligen Antennentyps ab, ist aber im wesentlichen unabhängig von der Fettschichtdicke.

Um die Absorption und Belastung in geschichtetem und homogenem Gewebe zu quantifizieren, muß der Antennentyp mit in Betracht gezogen werden. Dies ist nur mit numerischen Methoden möglich (Abschnitt 3.4).

3.4 Absorption bei Belastung durch Dipolantennen

3.4.1 SAR im Nah- und Fernfeld von Antennen

Wie bereits erwähnt kann die SAR-Verteilung bei Modellen realer Antennen nur numerisch bestimmt werden. In diesem Abschnitt wird das SAR in homogenem und geschichtetem Gewebe für zwei unterschiedliche Dipolantennen ($\lambda/2$ und $\lambda/16$) bei 236 MHz und 900 MHz untersucht. Das durch den $\lambda/16$ -Dipol erzeugte Spektrum ebener Wellen ist deutlich breiter als das des $\lambda/2$ -Dipols. Im Fernfeld beider Antennen treten jedoch lediglich die propagierenden Spektralkomponenten auf. Die Berechnungen werden mit der Methode der finiten Differenzen im Zeitbereich (Finite-Difference Time-Domain, FDTD) durchgeführt [24].

In Abbildung 8 ist das 1g Peak Spatial Average SAR im geschichteten Modell (2,6 mm Haut, 15 mm bzw. 105 mm Fett) und in HTSL bei 236 MHz für den $\lambda/2$ - und den $\lambda/16$ -Dipol als Funktion des Abstandes der Antenne vom Körper dargestellt. Alle Ergebnisse sind auf die abgestrahlte Antennenleistung normiert. Sie zeigen einen signifikanten Anstieg des 1g Peak Spatial Average SARs von etwa 2,5 dB in geschichtetem Gewebe bei Belastung durch den $\lambda/16$ -Dipol bei kurzem Abstand (≤ 40 mm). Dieser Anstieg ist nahezu unabhängig von der Dicke der Fettschicht. Beim $\lambda/2$ -Dipol hingegen ist das SAR in HTSL höher als im geschichteten Modell. Bei einem Abstand von über 130 mm steigt das SAR im geschichteten Modell mit 105 mm Fettschichtdicke auf Grund der Stehwelleneffekte wieder an. Beim $\lambda/2$ -Dipol beginnt dieser Effekt

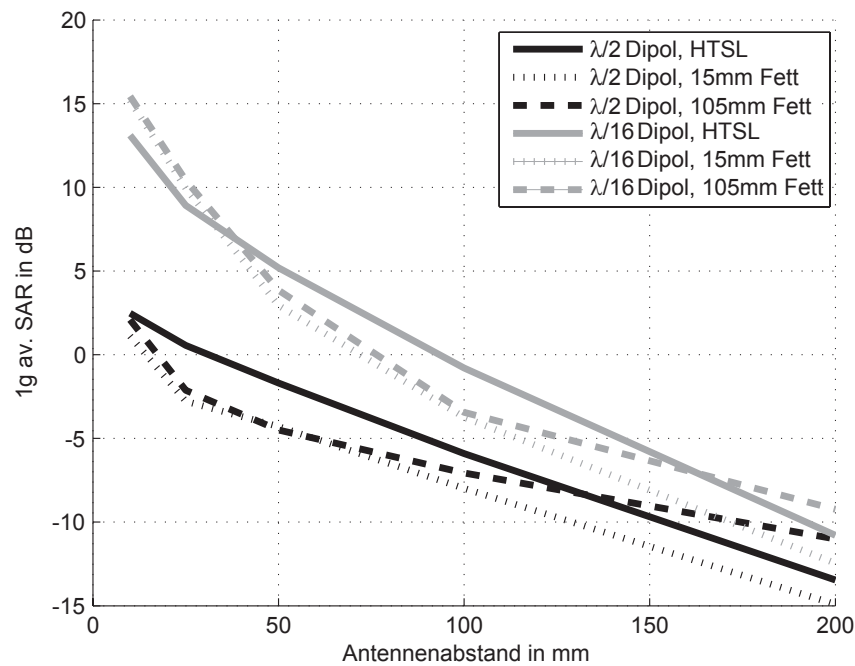


Abbildung 8: 1 g Peak Spatial Average SAR in dB bei 1 W Antennenleistung ($0 \text{ dB} = 1 \text{ W/kg}$) bei 236 MHz für einen $\lambda/2$ - und einen $\lambda/16$ -Dipol in geschichtetem Gewebe (2,6 mm Haut, 15 mm bzw. 105 mm Fett) und HTSL

etwas früher, da hier die propagierenden Spektralkomponenten vorherrschen. Innerhalb des hier untersuchten Abstandsbereiches ist der Anstieg jedoch niedriger als der in Abschnitt 3.3.2 für reine ebene Wellen beobachtete. Bei der dünneren Fettschicht (15 mm) kann man wie erwartet keine Stehwelleneffekte beobachten.

Bei 900 MHz (Abbildung 9) liegt das SAR im geschichteten Modell (2,6 mm Haut, 5 mm bzw. 35 mm Fett) im Nahfeld beider Dipole unter dem Wert von HTSL. Bei einem Abstand von über 50 mm und einer Fettschichtdicke von 35 mm steigt es auf Grund der Stehwelleneffekte um etwa 3 dB an.

3.4.2 Verstimmung der Antenne

Im Gegensatz zum $\lambda/2$ -Dipol wird der $\lambda/16$ -Dipol in der Nähe des Körpermodells stark verstimmt. Ein elektrisch kurzer Dipol, der für Betrieb im Freiraum angepaßt ist, strahlt nur einen Bruchteil der Speiseleistung ab, wenn er in der Nähe eines Objektes betrieben wird und sein Ausgangsverstärker über keine Leistungsregelung verfügt. Um den Einfluß der Verstimmung auf die Absorption in geschichtetem und homogenem Gewebe zu untersuchen, wurden die $\lambda/16$ -Dipole bei 236 MHz und 900 MHz mittels eines einfachen Netzwerkes angepaßt (Abbildung 10). Das SAR wird dann auf eine Vorwärtsleistung von 1 W normiert, wodurch die Reflexionen auf Grund der Fehlanpassung durch die Belastung der Antenne durch das Körpermodell berücksichtigt werden.

Bei kurzem Abstand (10 mm) tritt bei 236 MHz ein Anstieg des SARs von über 6 dB im geschichteten Gewebe im Vergleich zu HTSL auf, während sich bei 900 MHz praktisch keine Änderungen beobachten lassen (Abbildung 11). Bei größeren Abständen treten wie erwartet die Stehwelleneffekte auf. Diese Ergebnisse hängen jedoch stark von der Konstruktion der Antenne, dem Anpaßnetzwerk und den Eigenschaften des Ausgangsverstärkers ab und sind daher praktisch nicht zu verallgemeinern. Eine meßtechnische Ermittlung des Peak Spatial SARs verschiedener

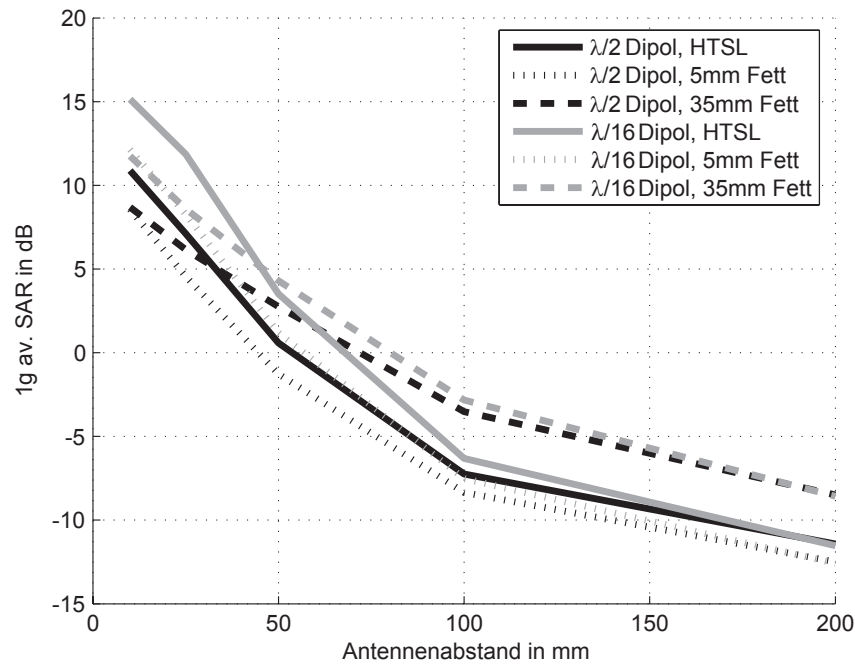


Abbildung 9: 1 g Peak Spatial Average SAR in dB bei 1 W Antennenleistung ($0 \text{ dB} = 1 \text{ W/kg}$) bei 900 MHz für einen $\lambda/2$ - und einen $\lambda/16$ -Dipol in geschichtetem Gewebe (2,6 mm Haut, 5 mm bzw. 35 mm Fett) und HTSL

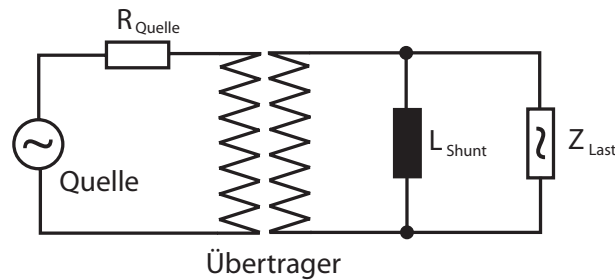


Abbildung 10: Generisches Anpaßnetzwerk

GSM-Telefone als Funktion des Abstandes vom Phantom zeigt deutliche Unterschiede bei den einzelnen Gerätetypen [25]. Bei zweien dieser Geräte tritt das 1 g Peak Spatial Average SAR nicht beim kürzesten Abstand zwischen Telefon und Phantom auf.

3.4.3 Kurze Dipole von 30 MHz bis 900 MHz

Wie bereits erwähnt steigt das SAR in geschichtetem Gewebe durch Stehwelleneffekte, wenn sich der Körper im Fernfeldbereich der Antenne befindet. Die Grenzfälle für diese Effekte wurden bereits in Abschnitt 3.3.2 untersucht. Im Nahfeld elektrisch kleiner Antennen kann ein Anstieg bei niedrigeren Frequenzen auf Grund der geringen Permittivität der Fettschicht beobachtet werden. Um diesen Effekt zu quantifizieren, wird im Folgenden das Peak Spatial Average SAR für $\lambda/16$ -Dipole im Frequenzbereich von 30 MHz bis 900 MHz bei einer Hautdicke von 2,6 mm und unterschiedliche Fettschichtdicken berechnet. Hierfür wird die Momentenmethode mit Green'schen Funktionen für den geschichteten Halbraum verwendet [26]. Um den Einfluß von Fehlanpassun-

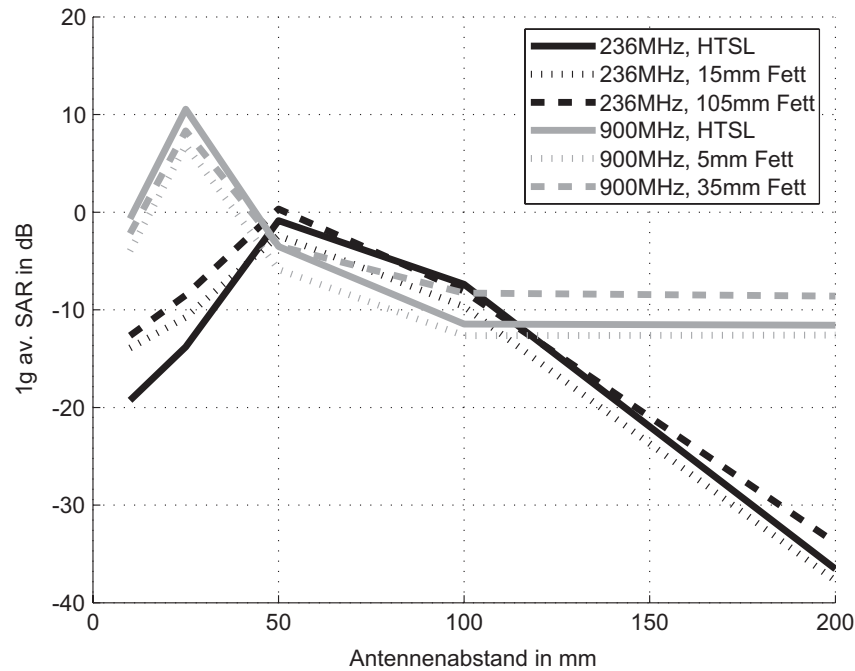


Abbildung 11: 1 g Peak Spatial Average SAR in dB bei 1 W Vorwärtsleistung (0 dB = 1 W/kg) bei 236 MHz und 900 MHz für einen $\lambda/16$ -Dipol in geschichtetem Gewebe und HTSL; die Antenne ist für Freiraumbetrieb angepaßt.

gen auszuschließen, werden alle Ergebnisse auf die abgestrahlte Antennenleistung normiert. Der maximale SAR-Anstieg für die untersuchten Frequenzen ist in Abbildung 12 dargestellt. Die Abstände zwischen den Antennen und dem Halbraum sind auf die jeweiligen Freiraumwellenlängen normiert. Bei allen Frequenzen findet sich das Maximum bei einem Abstand von etwa 2,5 % der Wellenlänge. Am deutlichsten tritt dieser Effekt bei der niedrigsten Frequenz von 30 MHz hervor. Das 1 g SAR steigt im geschichteten Gewebe um etwa 5 dB im Verhältnis zu homogenem Gewebe an. Mit steigender Frequenz nimmt der Effekt ab. Bei 900 MHz kann bereits kein Anstieg im Nahfeld mehr beobachtet werden.

3.4.4 SAR bei 5800 MHz

Bei höheren Frequenzen nimmt auf Grund der geringeren Eindringtiefe die für die Maximierung der Stehwelleneffekte erforderliche Hautdicke ab (Tabelle 3). Bei 5800 MHz beträgt sie lediglich 0,4 mm. Die entsprechende Fettschichtdicke beträgt 3,8 mm. Für eine solche Gewebekonfiguration wurde das SAR bei zunehmendem Abstand eines $\lambda/2$ -Dipols ermittelt und mit dem SAR in homogenem Gewebe verglichen. Tabelle 4 zeigt einen deutlichen Anstieg (1,9 dB) des 1 g Peak Spatial Average SARs in geschichtetem Gewebe bereits bei einem Abstand von 10 mm zwischen Antenne und Gewebe. Die lokale SAR-Verteilung ist in Abbildung 13 dargestellt.

3.5 Fernfeldexposition bei anatomisch korrekter Gewebeverteilung

Wie bereits erwähnt verursachen die Reflexionen propagierender Moden an den Gewebegrenzschichten Stehwelleneffekte, die zu einem lokalen Anstieg des SARs führen können. Diese Effekte wurden bereits in [27] bei kurzen Abständen zwischen Antenne und Körper beobachtet. Man

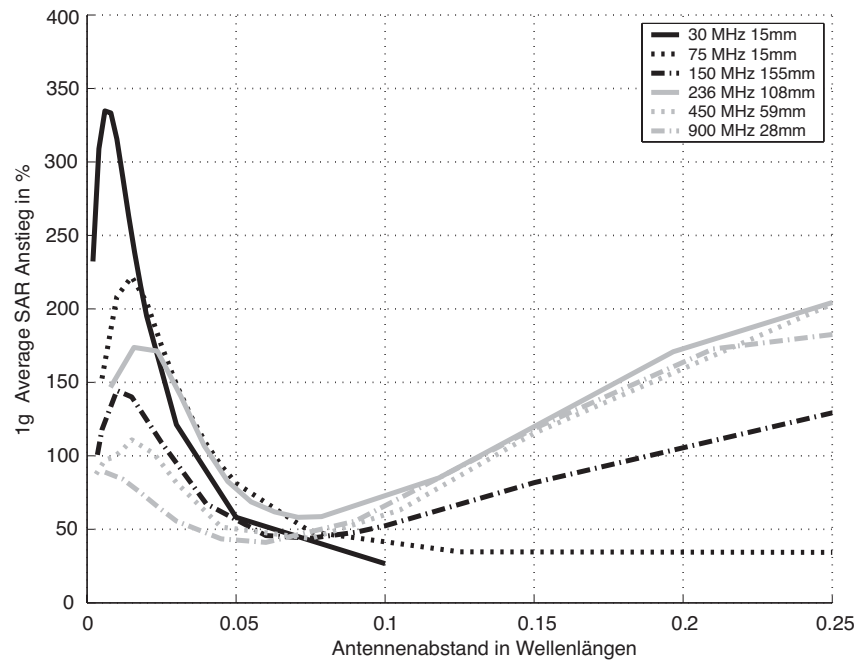


Abbildung 12: Maximaler Anstieg des 1 g Peak Spatial Average SAR (geschichtet zu homogen und auf abgestrahlte Leistung normiert) für einen $\lambda/16$ -Dipol bei 2,6 mm Hautdicke

Abstand [mm]	Verhältnis des 1 g SARs [dB]
5	-0,9
10	1,9
15	2,4
20	2,1

Tabelle 4: Verhältnis des 1 g Peak Spatial Average SARs im geschichteten zum homogenem Körpermodell bei Bestrahlung durch einen $\lambda/2$ -Dipol und einer Frequenz von 5800 MHz

kann sie mit Leitungsgleichungen auf einfache Weise untersuchen (Abbildung 1). Eine ausführliche Besprechung der Gültigkeit dieses Verfahrens im Vergleich mit realistischen anatomischen Kopfmodellen im Nahfeld von Quellen findet sich in [20]. Um die Grenzfälle der Gewebeverteilungen zu ermitteln, werden sämtliche Permutationen der Schichten und Gewebe, wie sie in Tabelle 5 angegeben sind, bei den Frequenzen in Tabelle 6 ausgewertet. Die Schrittweite der Schichtdicken beträgt 0.2 mm, so daß sich über eine Milliarde verschiedener Fälle pro Frequenz ergibt. Die Feldverteilung in den einzelnen Gewebeschichten wird für eine einfallende ebene Welle mit einer Leistungsdichte von 1 W/m^2 bestimmt. Das über 1 g und 10 g gemittelte SAR wird dann durch Integration der Leistungsdichte in den einzelnen Geweben über ein würfelförmiges Volumen der entsprechenden Massen berechnet, wie es der in [19] beschriebenen Prozedur entspricht.

Die Gewebeverteilungen, bei denen das höchste 1-g- und 10-g-SAR auftritt, sind in den Tabellen 7 und 8 angegeben. Bei allen Frequenzen läßt sich eine charakteristische Gewebefolge beobachten: Auf die Hautschicht mit ihrem hohen Wassergehalt folgt eine Schicht aus SAT oder Brustgewebe mit niedrigem Wassergehalt. In dieser Schicht werden die sich ausbreitenden Wellen nur sehr schwach gedämpft (siehe Tabelle 6 und [13]). Diese Schicht wird wiederum von einer Schicht hohen Wassergehaltes abgeschlossen (Muskelgewebe oder innere Organe), an der

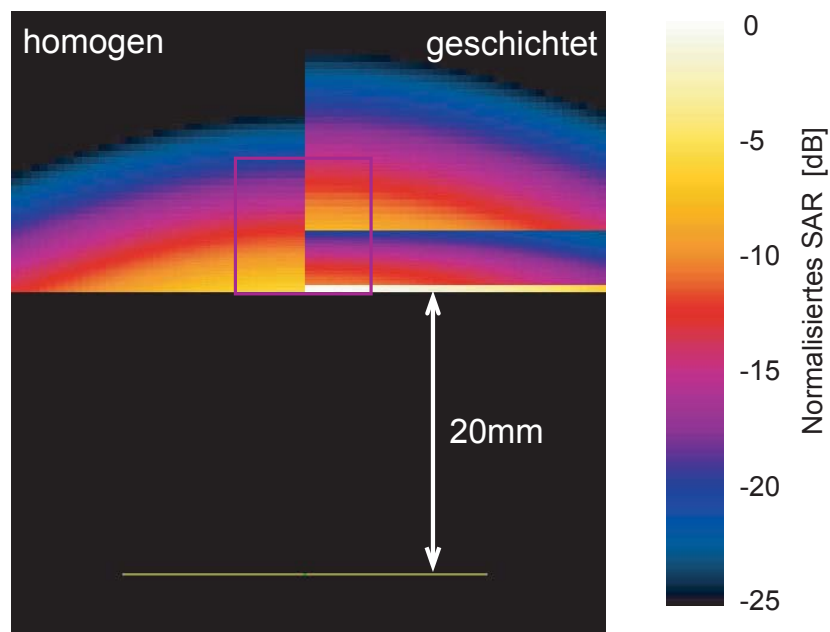


Abbildung 13: SAR-Verteilung in einem homogenen und einem geschichteten Halbraum (0,4 mm Haut, 3,8 mm Fett) bei Bestrahlung durch einen $\lambda/2$ -Dipol und einer Frequenz von 5800 MHz

die Wellen reflektiert werden. Solche Gewebefolgen führen zu a) Impedanzanpassung, wodurch ein großer Teil der einfallenden Leistung in das Gewebe eindringen kann, und b) zu konstruktiver Interferenz in den Gewebeschichten, was zu einem lokalen Anstieg des SARs in der Hautschicht führt. In allen in den Tabellen 7 und 8 aufgeführten Fällen liegt das absolute Maximum des lokalen SARs in der Hautschicht. Dies ist in Abbildung 14 dargestellt. Die Verteilung des lokalen SARs ist mit durchgezogenen Linien gezeichnet, die des über 1 g gemittelten SARs mit gestrichelten. Die schwarzen Linien stehen für die Gewebeverteilung in Tabelle 7 bei 900 MHz, die dunkelgrauen Linien für eine nur aus Haut und SAT bestehende Schichtung ohne Muskeln (kein Stehwelleneffekt) und die hellgrauen Linien für HTSL.

Die Stufen im SAR in Abbildung 14 zeigen die Lage der Grenzschichten der Gewebe. Falls die geschichtete Struktur nicht mit Muskelgewebe abgeschlossen ist, steigt das Maximum des lokalen SARs um mehr als 3 dB an. Bei ungünstiger Dicke des Fettgewebes und Abschluß mit Muskelgewebe zeigt Abbildung 14 einen Anstieg um etwa 8 dB im Vergleich zu HTSL. Die gestrichelten Linien stellen den über 1 g gemittelten SAR-Wert dar. Für die Gewebefolge ohne abschließende Muskelschicht erhält man noch eine konservative Abschätzung der Belastung, da die fetthaltigen Gewebe nicht stark zum gesamten SAR im Mittelungsvolumen beitragen. Bei Abschluß der Gewebefolge mit der Muskelschicht kann der lokale Anstieg des SARs durch die Flüssigkeit jedoch nicht mehr kompensiert werden. Die Flüssigkeit unterschätzt den über 1 g gemittelten SAR-Wert in der geschichteten Struktur um etwa 3 dB. Prinzipiell können solche Stehwelleneffekte auch innerhalb des Körpers auftreten, wenn eine Gewebeschicht mit niedrigem Wassergehalt von zwei Geweben hohem Wassergehalt umschlossen ist. Ebenso kann das Peak Spatial Average SAR weiter im Inneren des Körpers liegen, wenn beispielsweise die Haut- und Fettschichten sehr dünn sind und auf diese Schichten ein Gewebe mit höherer Leitfähigkeit folgt. Unter diesen Bedingungen enthält das Mittelungsvolumen möglicherweise nur Gewebe der inneren Schichten. Verstärkende Effekte durch Stehwellen oder Einkopplung reaktiver Felder können hier jedoch nicht auftreten. Mit den standardisierten gewebesimulierenden Flüssigkeiten ist in diesen Fällen eine konservative Abschätzung des SARs möglich.

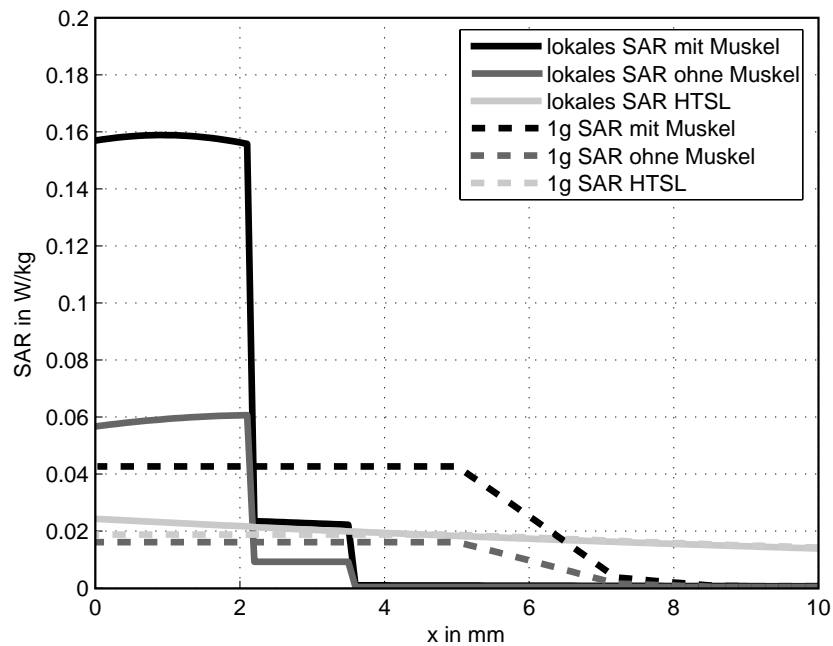


Abbildung 14: Lokale und über 1 g gemittelte SAR-Verteilung in geschichtetem biologischem Gewebe entsprechend Tabelle 7 bei 900 MHz (2.2 mm Haut, 1.4 mm SAT, 22.2 mm Brustgewebe mit und ohne Abschluß durch eine Muskelschicht) in Vergleich zu gewebesimulierender Flüssigkeit (HTSL) bei 1 W/m^2 Leistungsdichte der einfallenden ebenen Welle

Die Grenzfälle der über 1 g und 10 g gemittelten SAR-Werte werden in den Abbildungen 15 und 16 im Vergleich mit den gewebesimulierenden Flüssigkeiten für Frequenzen von 236 MHz bis 5800 MHz dargestellt. Abbildung 17 zeigt die entsprechenden Leistungsreflexionsfaktoren. Die Impedanzanpassungseffekte durch die Gewebeschichtung sind hier deutlich zu erkennen.

3.6 Zusammenfassung und Schlußfolgerungen

Die theoretische Untersuchung der Absorption elektromagnetischer Felder in geschichtetem biologischem Gewebe zeigt zwei verschiedene Effekte, die im Vergleich zu homogenem Gewebe zu erhöhtem lokalem und gemitteltem SAR führen können. Unter fernfeldähnlichen Bedingungen kann es zu Stehwelleneffekten kommen, die die Absorption in der Haut stark ansteigen lassen. Im Vergleich zu den standardisierten gewebesimulierenden Flüssigkeiten wurde ein Anstieg des Peak Spatial Average SARs von bis zu 5 dB ermittelt.

In der Nahfeldzone können senkrecht zur Körperoberfläche orientierte E-Felder verstärkt in Gewebe mit geringer Dielektrizitätszahl eindringen, was ebenfalls zu einem Anstieg des lokalen SARs in der Haut führen kann. Dieser Effekt ist jedoch nur bei Frequenzen unter 450 MHz relevant und hängt stark vom verwendeten Antennentyp ab.

Zusammenfassend läßt sich sagen, daß die gewebesimulierenden Flüssigkeiten nicht unter allen Umständen eine konservative Abschätzung des Peak Spatial Average SARs ermöglichen. Zu erhöhter Absorption im Vergleich zu homogenem Gewebe kommt es jedoch praktisch ausschließlich in der Hautschicht. Im folgenden sollen weitere Untersuchungen an Hand anatomisch korrekter Modelle des menschlichen Körpers durchgeführt werden, um die beobachteten Effekte zu validieren und die Belastung tiefer im Körper liegender Organe zu beurteilen.

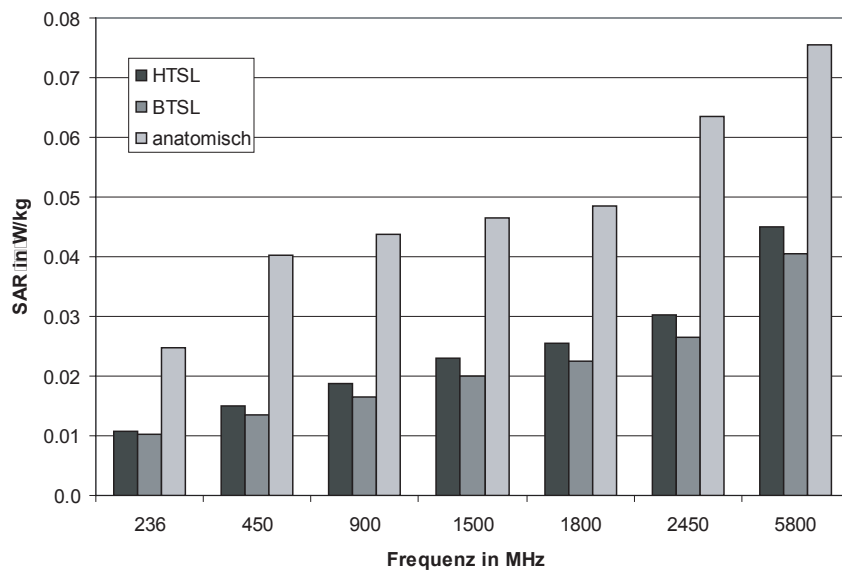


Abbildung 15: 1 g Peak Spatial Average SAR bei den in Tabelle 7 aufgeführten Gewebekombinationen im Vergleich zu gewebesimulierenden Flüssigkeiten (HTSL und BTSL) bei 1 W/m² Leistungsdichte der einfallenden ebenen Welle

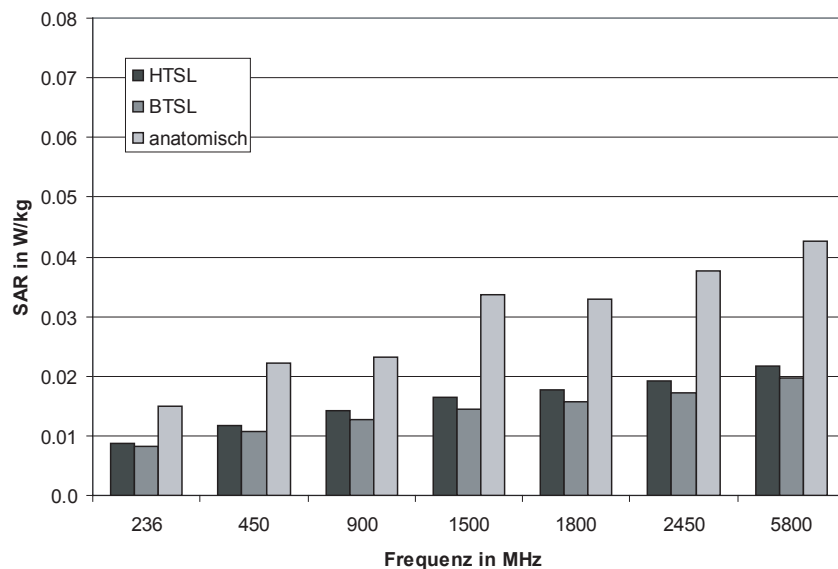


Abbildung 16: 10 g Peak Spatial Average SAR bei den in Tabelle 8 aufgeführten Gewebekombinationen im Vergleich zu gewebesimulierenden Flüssigkeiten (HTSL und BTSL) bei 1 W/m² Leistungsdichte der einfallenden ebenen Welle

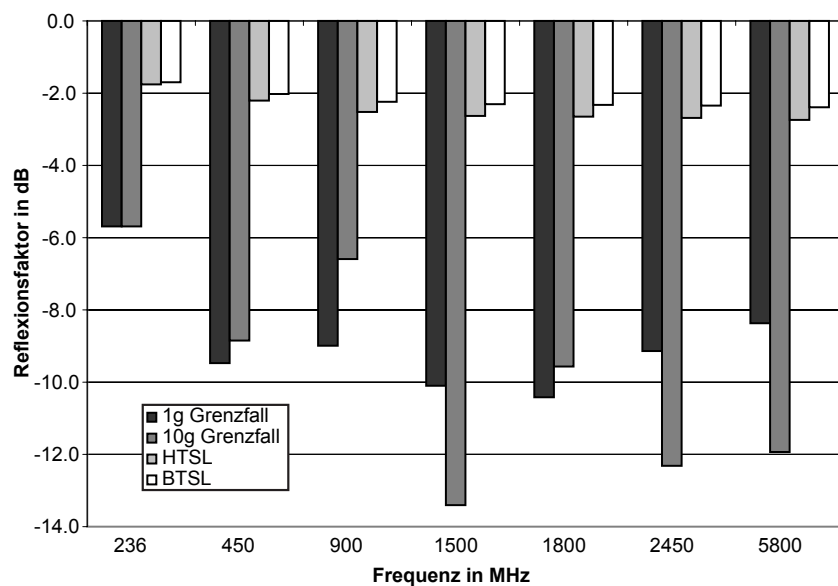


Abbildung 17: Leistungsreflexionsfaktor bei den in Tabelle 7 und 8) aufgeführten Gewebeschnitten und in gewebesimulierenden Flüssigkeiten (HTSL and BTSL).

Gewebe	vorne Thorax		vorne Abdomen		hinten Thorax		hinten Abdomen		Rückgrat		Gliedmaßen	
	Kind	Erwachsener	Kind	Erwachsener	Kind	Erwachsener	Kind	Erwachsener	Kind	Erwachsener	Kind	Erwachsener
Haut	0,6-1,0	0,8-2,6	0,6-0,8	1,0-2,6	0,4-1,0	1,4-2,6	0,4-1,0	1,4-2,6	0,4-1,0	1,4-2,6	0,4-1,0	0,6-2,0
SAT	0,0-16,0	1,4-23,2	0,0-16,2	1,6-22,2	0,0-10,8	0,6-15,0	0,0-3,2	2,4-21,2	0,0-13,2	2,4-21,2	0,2-13,8	0,4-20,6
Brustgewebe	-	0,0-30,0	-	-	0,0-30,0	0,0-30,0	0,0-30,0	0,0-30,0	-	-	0,0-30,0	-
Muskel	0, 4,4-4,8	0, 5,6-6,6	-	-	4,4-4,8	5,6-6,6	4,4-4,8	5,5-6,6	17,0-17,6	24,4-30,4	-	0,0-30,0
Knochen	-	-	-	-	-	-	-	-	2,6-6,4 ¹	2,6-6,4	-	-
Liquor	-	-	-	-	-	-	-	-	-	Rückenmark	-	-
Innere Organe (Termination)	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
												Knochen Muskel

¹ Hier werden für Kinder und Erwachsene gleiche Schichtdicken angenommen.

Tabelle 5: Gewebeschichtdicken der verschiedenen Körperregionen (alle Angaben in mm)

Frequenz [MHz]	Haut	SAT	Brustgewebe	Muskel	Knochen	Nerven	Liquor	Herz	Lunge	Thymus	Leber	Darm	Niere	Milz	HTSL	BTSL
236	53,04	11,87	5,57	59,31	13,72	38,46	74,88	72,57	41,8	63,37	55,84	57,185	74,64	69,91	48,3	59,8
ϵ_r	0,61	0,07	0,03	0,75	0,08	0,4	2,2	0,86	0,48	0,83	0,58	0,67	0,97	0,93	0,82	0,85
σ	45,75	11,58	5,5	56,75	13,04	34,88	70,48	64,97	38,75	61,23	50,44	51,86	65	62,1	43,5	56,7
ϵ_r	0,71	0,08	0,04	0,81	0,1	0,46	2,26	0,99	0,54	0,89	0,67	0,765	1,13	1,05	0,87	0,94
σ	41,41	11,33	5,42	55,03	12,45	32,53	68,64	59,89	36,71	59,68	46,83	48,3	58,68	57,18	41,5	55,0
ϵ_r	0,87	0,11	0,05	0,94	0,14	0,57	2,41	1,23	0,66	1,04	0,85	0,945	1,39	1,27	0,97	1,05
σ	39,43	11,12	5,23	53,96	11,98	31,28	67,64	57,2	35,56	58,6	44,87	46,38	55,44	54,66	40,5	54,0
σ	1,07	0,16	0,08	1,19	0,23	0,74	2,72	1,57	0,84	1,32	1,13	1,205	1,75	1,6	1,2	1,33
ϵ_r	38,87	11,02	5,27	53,55	11,78	30,87	67,2	56,32	35,16	58,14	44,21	45,74	54,43	53,85	40,0	53,3
σ	1,18	0,19	0,09	1,34	0,28	0,84	2,92	1,77	0,96	1,5	1,29	1,365	1,95	1,78	1,40	1,52
ϵ_r	38,01	10,82	5,15	52,73	11,38	30,15	66,24	54,81	34,43	57,2	43,03	44,62	52,74	53,61	39,2	52,7
σ	1,46	0,27	0,14	1,74	0,39	1,09	3,46	2,26	1,24	1,97	1,69	1,75	2,43	1,84	1,80	1,95
ϵ_r	35,11	9,86	4,5	48,48	9,67	27,22	60,47	48,95	31,13	52,05	38,13	40,04	46,75	46,94	35,3	48,2
σ	3,72	0,83	0,42	4,5	1,15	2,94	7,84	5,86	3,45	5,72	4,64	4,655	5,9	5,67	6,00	6,00
ρ	1100	916	928	1041	1990	1038	1007	1060	655	1026	1050	1044	1047	1054	1000	1000

Tabelle 6: Relative Dielektrizitätskonstante ϵ_r , Leitfähigkeit σ in S/m und Dichte ρ in kg/m³ der Körpergewebe

Freq. [MHz]	236	450	900	1500	1800	2450	5800
Ig. SAR [mW/kg]	24,7	40,3	43,9	46,5	48,4	63,5	75,5
Gewebetyp und -dicke [mm]	Haut SAT Brustgewebe Muskel Abschluß	Haut SAT Brustgewebe Muskel Abschluß	Haut SAT Brustgewebe Muskel Abschluß	Haut SAT Muskel Knochen Niere Abschluß	Haut SAT Muskel Knochen Herz Abschluß	Haut SAT Muskel Knochen Herz Abschluß	Haut SAT Muskel Knochen Niere Abschluß

Tabelle 7: Gewebeschnittten bei maximalem 1 g Peak Spatial Average SAR bei einer einfallenden ebenen Welle mit 1 W/m² Leistungsdichte

Freq. [MHz]	236	450	900	1500	1800	2450	5800
10g SAR [mW/kg]	15,0	22,3	23,3	33,6	32,9	37,7	42,6
Gewebetyp und -dicke [mm]	Haut SAT Brustgewebe Muskel Abschluß	Haut SAT Brustgewebe Muskel Abschluß	Haut SAT Darm Abschluß	Haut SAT Muskel Knochen Herz Abschluß	Haut SAT Darm Abschluß	Haut SAT Muskel Knochen Niere Abschluß	Haut SAT Muskel Knochen Lunge Abschluß

Tabelle 8: Gewebeschnittten bei maximalem 10 g Peak Spatial Average SAR bei einer einfallenden ebenen Welle mit 1 W/m² Leistungsdichte

4 Belastung in anatomischen Modellen des menschlichen Körpers

4.1 Einführung und Zielsetzung

Dieser Abschnitt zeigt die Anwendbarkeit der Ergebnisse der mit den generischen Körpermodellen durchgeführten Untersuchungen (Abschnitt 3) auf realistische Szenarien. Hierzu werden anatomisch korrekte Modelle eines erwachsenen Mannes und einer erwachsenen Frau (Abschnitt 4.2) verwendet, die mit der Strahlung verschiedener numerischer Modelle drahtloser Geräte (z. B. Mobiltelefon, Laptop mit WLAN-Karte) belastet werden (Abschnitt 4.3). Zum Vergleich wird hier wie in den vorhergehenden Abschnitten auch ein $\lambda/2$ -Dipol verwendet. Hierbei soll auf folgende Fragen eingegangen werden:

- Untersuchung des gemittelten SARs an verschiedenen Körperregionen der beiden anatomischen Modelle im Vergleich zum für die Typenprüfung am Flachphantom ermittelten Wert
- Exemplarische Bestimmung der Belastung einzelner Organe der beiden anatomischen Modelle
- Nachweis der beim generischen Körpermodell beobachteten Stehwelleneffekte in anatomisch korrekten Modellen bei vergleichbarer Gewebeverteilung
- Zusammenfassende Beurteilung der Ergebnisse auch im Hinblick auf Variabilität

4.2 Anatomische Körpermodelle

4.2.1 Modell eines erwachsenen Mannes

Aus dem vom Visible Human Project entwickelten Satz von Kryosektionsaufnahmen [28] eines männlichen Erwachsenen wurde ein dreidimensionales anatomisches Computermodell entwickelt (Abbildung 18, links). An Stelle der hauptsächlich verwendeten Voxeldarstellung wurde eine besondere Datenstruktur benutzt, die alle Details der ursprünglichen Aufnahmen bewahrt. Hierzu wurden die Gewebegrenzen in den Schnittbildern mit Hilfe einer Bildverarbeitungssoftware identifiziert. Die Datenstruktur speichert die Koordinaten der Grenzflächen und ordnet die Gewebeverteilung mittels einer Transformationsmatrix den entsprechenden Zellen des Rechengitters zu. Dadurch ist es möglich, Ungenauigkeiten zu vermeiden, die durch Drehen oder Verschieben des Modells sowie durch Rediskretisierung mit einer anderen Auflösung entstehen können. Das Modell bietet daher eine wesentlich höhere Genauigkeit bei der Darstellung kleiner anatomischer Details im Vergleich zu den voxelbasierten Modellen. In sämtlichen Simulationen wurden Gitter mit variierender Schrittweite verwendet. Dabei wurde darauf geachtet, daß die Voxelgröße in den zu exponierenden Geweben und Organen 1,1 mm nicht überschreitet. In der Hautschicht wurde die Gitterschrittweite in Querschnittsrichtung zusätzlich auf 0.55 mm reduziert.

Für die Entwicklung des Modells wurden Schnittbilder in 2 mm Abstand verwendet.⁵ Die Körpergröße des Modells ist 1,80 m und sein Gewicht ist 90,3 kg. Das Modell unterscheidet 112 Organ- und Gewebetypen. Die dielektrischen Eigenschaften der Gewebe wurden nach [29] zugeordnet.

Zur Bestimmung der Belastung durch einen Laptop-Computer in sitzender Position (Abschnitt 4.5) wurde das Modell folgendermaßen modifiziert: Die Waden und Schenkel wurden

⁵Im Kopf beträgt der Abstand der verwendeten Schnittbilder 1 mm.

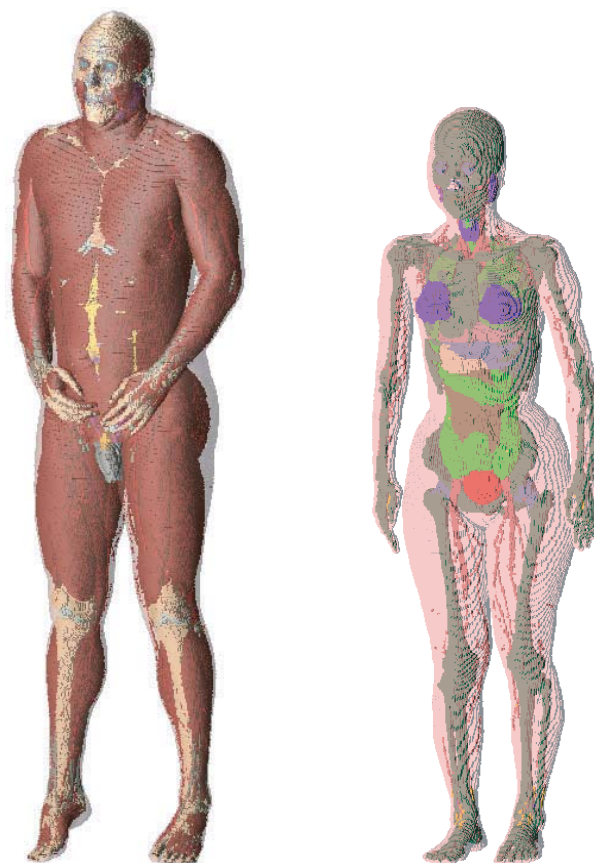


Abbildung 18: Anatomische Körpermodelle: Visible Human (links) und japanisches Frauenmodell (rechts)

abgetrennt und in angewinkelter Position an den Torso gesetzt (Abbildung 19, rechts unten). Hierdurch ergeben sich Überschneidungen im Bereich der Hüfte und der Knie. Hierbei wurde jedoch die Priorität der verschiedenen Gewebetypen im Simulationsgitter so gewählt, daß die Organe des Rumpfes und der Hüfte (z. B. Gonaden) anatomisch korrekt wiedergegeben werden. Die Schenkel und die Waden des sitzenden Modells wurden so skaliert, daß das ursprüngliche Körpergewicht des Modells erhalten blieb.

4.2.2 Modell einer erwachsenen Frau

Ein numerisches Modell einer erwachsenen Frau in einer der in Abschnitt 4.2.1 beschriebenen Qualität existiert nicht. Praktisch alle anderen verfügbaren anatomischen Modelle, die für die SAR-Simulation verwendet werden können, sind voxelbasiert [30]. Das derzeit genaueste Modell einer erwachsenen Frau [31] basiert auf Magnetresonanzaufnahmen einer 22 Jahre alten Freiwilligen von 1,60 m Körpergröße und 53 kg Gewicht (Abbildung 19, rechts). Es besteht aus $2 \times 2 \times 2 \text{ mm}^3$ großen Voxeln und 51 verschiedenen Gewebetypen. Die für die Simulationen verwendete Software SEMCAD X ermöglicht es, Daten, die in voxelbasiertem Format vorliegen, gitterunabhängig zu verschieben, zu rotieren und erneut zu diskretisieren. Die für die folgenden Simulationen gewählten Gitter entsprechen den für den Visible Human verwendeten (Abschnitt 4.2.1), so daß alle anatomischen Details (z. B. geschlossene Hautschicht) trotz der für die Positionierung der Antennen und Geräte erforderlichen Drehungen des Modells korrekt wiedergegeben werden.

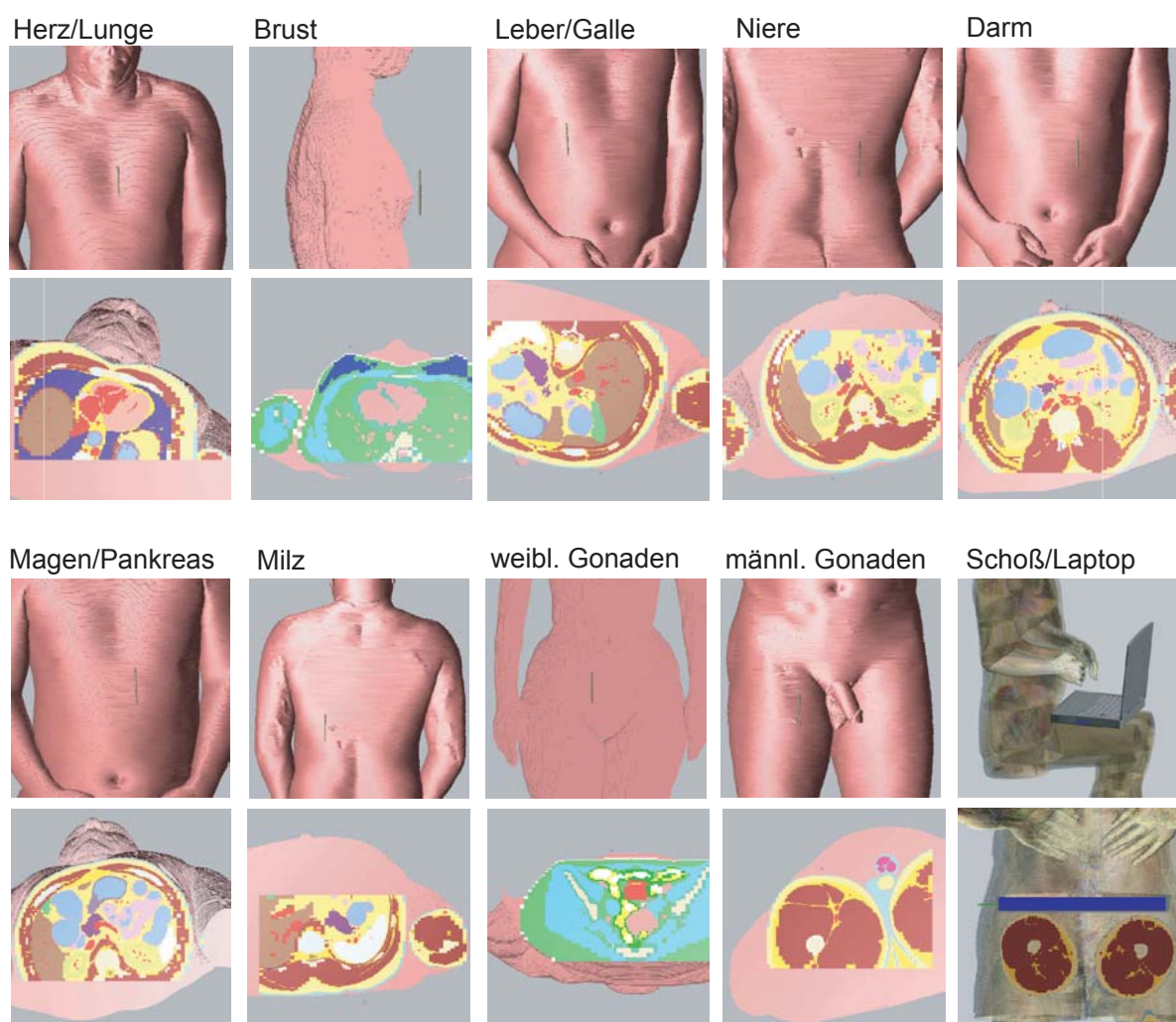


Abbildung 19: Positionen der Antennen bzw. drahtlosen Geräte zur Belastung der einzelnen Körperregionen und Organe

4.2.3 Exponierte Körperregionen und Organe

Abbildung 19 zeigt die exponierten Körperregionen und Organe. Alle Regionen werden mit den Dipolantennen und Gerätemodellen belastet (Abschnitt 4.3). Außer bei den männlichen Gonaden wurden die Regionen im Hinblick auf den kürzesten Abstand zwischen dem zu exponierenden Organ und der Körperoberfläche ausgewählt. Für die Exposition der männlichen Gonaden wurde eine Position gewählt, in der sich ein in der Hosentasche getragenes Gerät befinden kann. In allen Fällen beträgt der Abstand zwischen der Körperoberfläche und der Antenne bzw. dem Gerät 10 mm. Die Abstände von der Antenne zu den einzelnen Organen sind in Tabelle 9 aufgeführt.

4.3 Antennen- und Gerätetypen

4.3.1 Dipolantennen

Neben den weiter unten beschriebenen Gerätetypen werden zur Belastung der in Abschnitt 4.2 aufgeführten Körperregionen bei 450 MHz, 900 MHz und 1950 MHz $\lambda/2$ -Dipolantennen verwendet, um Vergleichswerte für verschiedenartige Quellen zu erhalten. Bei 5800 MHz wird ausschließ-

Organ	Modell	Abstand [mm]	Masse [g]
Brust	weibl.	11,5	131
Herz	männl.	44	291
Lunge	männl.	53,5	2110
Leber	männl.	45	1800
Galle	männl.	46,5	27
Niere	männl.	91	330
Darm	männl.	38,5	938
Magen	männl.	40	139
Milz	männl.	68	234
Pankreas	männl.	105,5	83
Gonaden	männl.	92,5	21
Gonaden	weibl.	76	36

Tabelle 9: Abstände zwischen dem Antennenfußpunkt bzw. den Geräten und den exponierten Organen gemäss Abbildung 19 und Masse der Organe

Freq. [MHz]	Länge [mm]	Durchm. [mm]
450	316	3,6
900	153	3,6
1950	70,5	3,6
5800	22,5	1,0

Tabelle 10: Abmessungen der $\lambda/2$ -Dipolantennen

lich ein $\lambda/2$ -Dipol verwendet. Die Abmessungen der auf $(75 \pm 2 \pm j2) \Omega$ abgestimmten Antennen sind in Tabelle 10 aufgeführt.

4.3.2 Walkie-Talkie mit Helixantenne

Für die Untersuchungen bei 450 MHz wird ein generisches Modell eines Walkie-Talkies verwendet. Das Modell besteht aus einer kunststoffumschlossenen Massefläche und einer Helixantenne von 67,5 mm Länge, 2,0 mm Steigung und 4,0 mm Durchmesser. Die relative Dielektrizitätskonstante des verlustlosen Gehäuses ist 3,7. Die Antenne ist mit einem Anpaßnetzwerk auf 50Ω bei 450 MHz abgestimmt. Die weiteren Abmessungen und der Eingangsreflexionsfaktor sind in Abbildung 20 dargestellt.

4.3.3 Multibandtelefon mit integrierter Antenne

Für die Belastung bei 900 MHz (GSM) und 1950 MHz (UMTS) wird ein generisches Mobiltelefon mit integrierter Zweibandantenne verwendet. Die Antenne wurde für den Betrieb bei den beiden genannten Frequenzen optimiert. Die Antenne und die Massefläche sind in ein verlustloses Kunststoffgehäuse ($\epsilon_r = 3,7$) eingebettet. Abbildung 21 zeigt die Abmessungen und den Eingangsreflexionsfaktor des Telefons. Die Antenne ist bei allen Simulationen zum Körper hin orientiert.

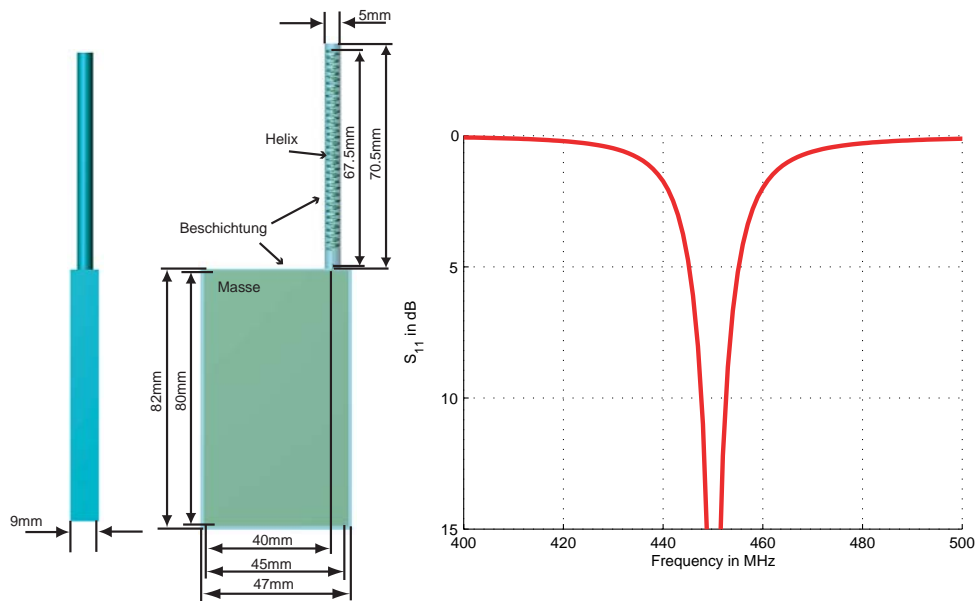


Abbildung 20: Generisches Walkie-Talkie mit Helixantenne für 450 MHz

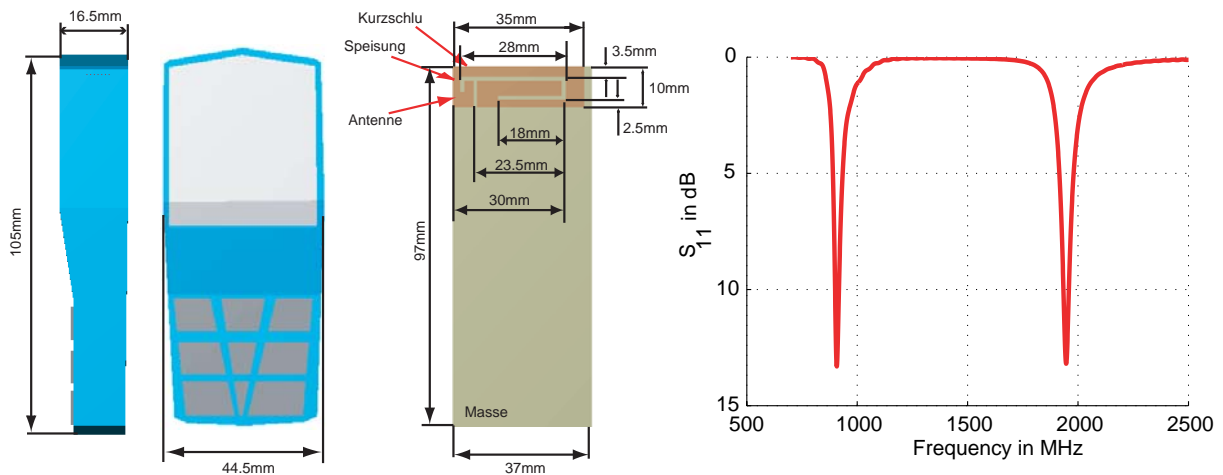


Abbildung 21: Generisches Multiband-Telefonmodell mit integrierter Antenne für 900 MHz und 1950 MHz

4.3.4 Laptop-Computer mit WLAN-Karte

Ein typischer Einbauort für Antennen für drahtlose Netzwerke in Laptop-Computern ist der Rahmen des Displays. Nach [32] kommen verschiedene Antennentypen, z. B. Monopol, Helix, Patch, Slot oder Inverted-F (INF), zum Einsatz. Auf Grund des bei normalen Betriebsbedingungen großen Abstandes der im Displayrahmen eingebauten Antennen zum Benutzer erfolgt die Belastung des Körpers bei den typischen WLAN-Frequenzen unter Fernfeldbedingungen. Diese sind von der Quelle bzw. Antenne unabhängig und werden in den Abschnitten 3.5 und 4.6 diskutiert. Für die Bestimmung der Belastung bei Verwendung eines Laptop-Computers mit WLAN-Antenne wird daher ein Modell einer PCMCIA-Karte verwendet, die an der Seite eines generischen Laptopmodells angebracht ist. Das Laptopmodell besteht aus einem elektrisch leitenden Gehäusekern mit Kunststoffummantelung ($\epsilon_r = 3,7$). Die Massefläche des Displays ist

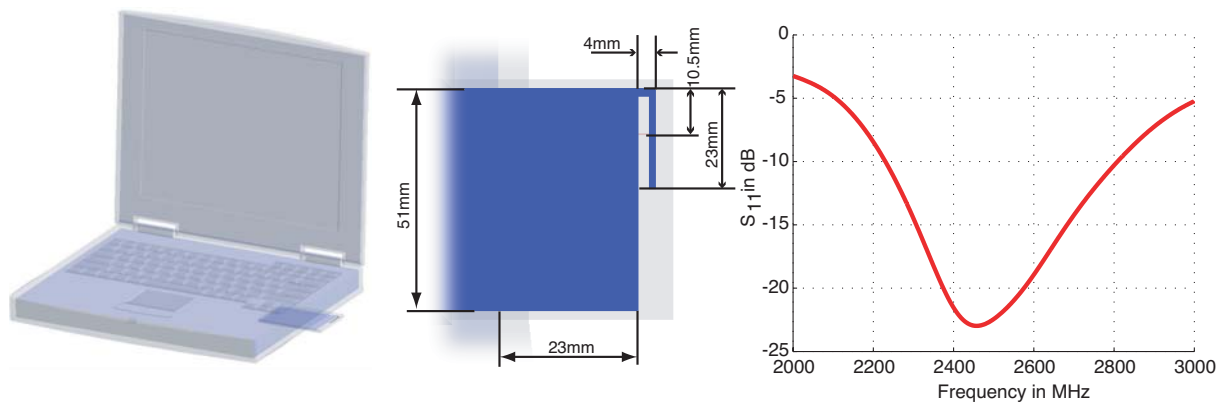


Abbildung 22: Generisches Modell eines Laptop-Computers mit WLAN-Karte für 2450 MHz

über leitende Scharniere mit dem Gehäusekern verbunden. Sie ist um 6° von der Senkrechten vom Benutzer nach hinten geneigt. In die verwendete WLAN-Karte ist eine INF-Antenne eingebaut, die auf 2450 MHz abgestimmt ist. Der Abstand vom Boden des Gerätes bis zur Antenne ist 13 mm. Dies entspricht gleichzeitig dem minimalen Abstand zum Benutzer, wenn das Gerät auf dem Schoß gehalten wird. Abbildung 22 zeigt den Laptop-Computer mit den Details der WLAN-Karte sowie den Eingangsreflexionsfaktor.

4.4 Belastung spezifischer Organe und Körperregionen

Sämtliche in Abschnitt 4.2.3 aufgeführten Körperregionen bzw. Organe wurden mit den in Abschnitt 4.3 beschriebenen Geräten in einem Abstand von 10 mm zur Körperoberfläche belastet. Bestimmt wurden das Peak Spatial Average SAR (1 g und 10 g) an der Körperoberfläche und im jeweiligen Organ sowie die Gesamtbelastung der Organe. Die Werte an der Körperoberfläche wurden mit denen für ein mit gewebesimulierender Flüssigkeit (Head Tissue Simulating Liquid [15]) gefülltes Flachphantom verglichen. Das Flachphantom hat eine elliptische Grundfläche mit 400 mm und 600 mm Achsenlänge und einen 2 mm starken dielektrischen Boden ($\epsilon_r = 3,7$). Es entspricht dem in der aktuellen Version des 2. Teils des Standards IEC 62209 [1] vorgeschlagenen Phantom zur Typenprüfung am Körper getragener drahtloser Geräte.

Abbildungen 23—26 zeigen die an der Körperoberfläche gemittelten 1 g Peak Spatial SAR-Werte im Verhältnis zu dem mit dem Flachphantom ermittelten Wert für die Dipolantennen und die Geräte. In den Tabellen 11 und 12 sind die entsprechenden Werte für 1 g und 10 g bei einem Watt Ausgangsleistung angegeben. Für fast alle Körperregionen und Konfigurationen liefert das Flachphantom eine konservative Abschätzung des Peak Spatial Average SARs. Geringe Unterschätzungen treten teilweise beim über 1 g gemittelten SAR Wert auf (z. B. etwa 5 % bei Positionierung des Dipols über der Niere bei 1950 MHz).

Für die Auswertung der Absorption in den jeweiligen Organen wurde das SAR ausschließlich im entsprechenden Gewebetyp berücksichtigt. Die Belastung der jeweiligen Organe selbst ist im Wesentlichen von ihrer Lage im Körper bzw. ihrem Abstand zur Körperoberfläche abhängig. Abbildungen 27—29 zeigen Verhältnis des 1 g Peak Spatial Average SARs zu dem mit dem Flachphantom ermittelten Wert bei Frequenzen von 450 MHz bis 1950 MHz. Bei Organen, die nahe an der Körperoberfläche liegen (z. B. Magen, Darm), liegt das gemittelte SAR um mindestens 2,5 dB unterhalb dem des Flachphantoms. Das SAR im Brustgewebe ist auf Grund der geringeren Leitfähigkeit dieses Gewebetyps trotz der noch geringeren Distanz zur Antenne bzw. Körperoberfläche um 6 dB - 11 dB niedriger als das im Flachphantom. Bei tiefer im Körper liegenden Organen (Niere, Pankreas) ist fällt das SAR um etwa 15 dB (450 MHz) bis 30 dB

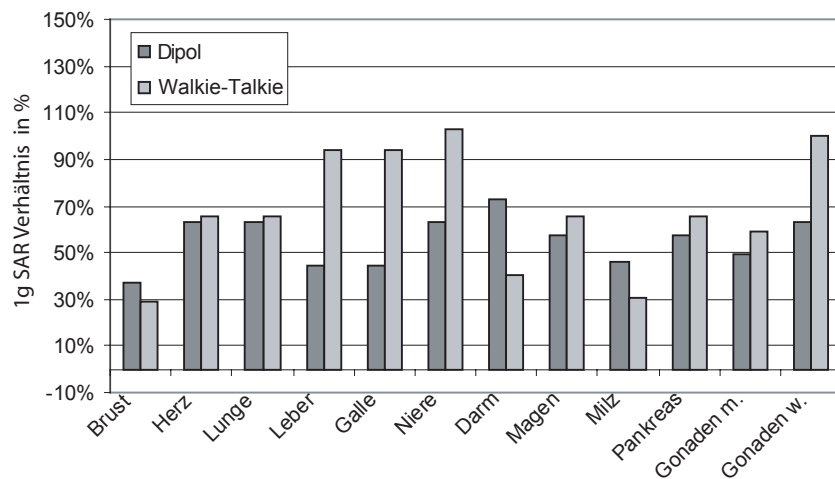


Abbildung 23: Verhältnis des 1 g Peak Spatial-Average SARs an der Körperoberfläche über dem entsprechenden Organ zum 1 g SAR im Flachphantom bei 450 MHz.

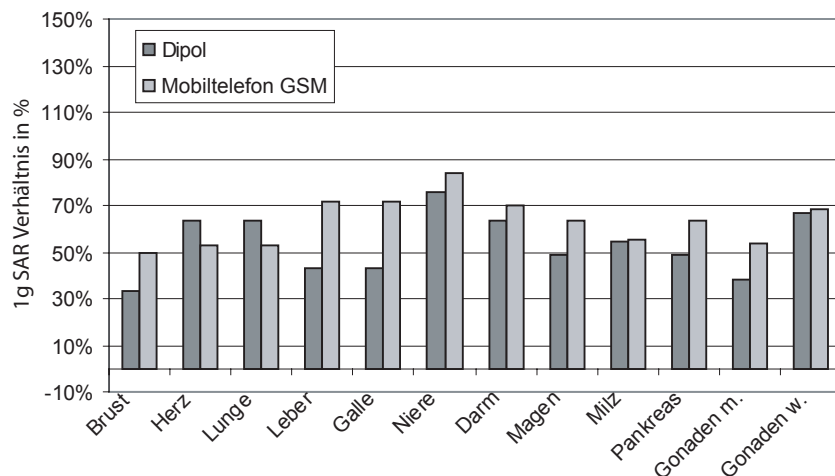


Abbildung 24: Verhältnis des 1 g Peak Spatial-Average SARs an der Körperoberfläche über dem entsprechenden Organ zum 1 g SAR im Flachphantom bei 900 MHz.

(1950 MHz) ab. Bei 5800 MHz ist die Belastung der inneren Organe und Gewebe auf Grund der wesentlich geringeren Eindringtiefe in allen Fällen noch deutlich geringer. Die vollständigen Werte (gemittelt SAR, durchschnittliche Belastung im Gewebe und Standardabweichung) sind in den Tabellen 13–16 aufgeführt.

4.5 Belastung durch Laptop mit WLAN-Antenne

Für die Bestimmung der Belastung durch einen Laptop-Computer mit an der Seite eingebauter WLAN-Antenne (Abschnitt 4.3.4) werden die in Abbildung 30 dargestellten Positionen ausgewertet. Bei der links im Bild dargestellten Position (Position 1) befindet sich der Laptop symmetrisch auf dem Schoß des Benutzers. Bei der Position rechts im Bild (Position 2) wurde er verschoben, so daß der Abstand von der Antenne zum Oberschenkel minimal wird (13 mm). Zum Vergleich wird das SAR bei Positionierung des Laptops unter dem in Abschnitt 4.4 beschriebenen Flachphantom bestimmt. Hierbei wird der Boden des Laptops nach der Beschreibung in

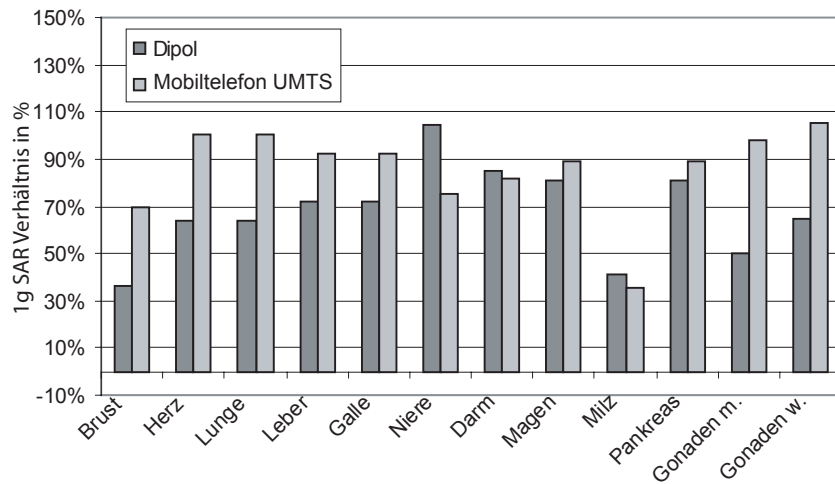


Abbildung 25: Verhältnis des 1 g Peak Spatial-Average SARs an der Körperoberfläche über dem entsprechenden Organ zum 1 g SAR im Flachphantom bei 1950 MHz.

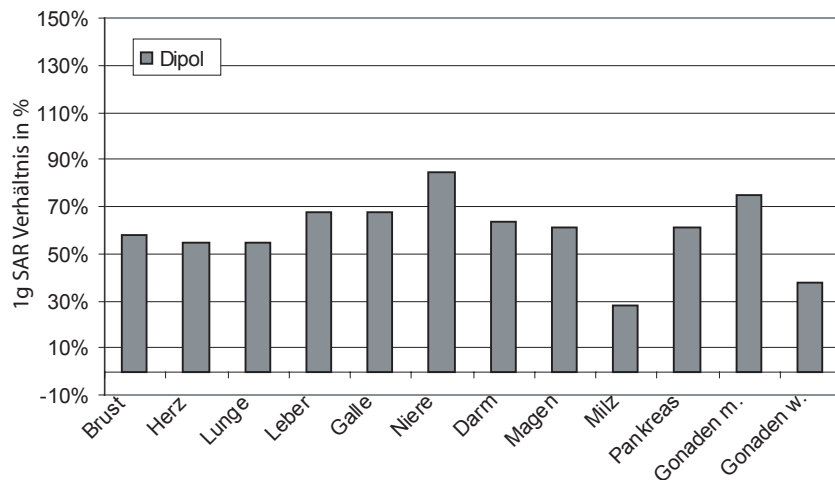


Abbildung 26: Verhältnis des 1 g Peak Spatial-Average SARs an der Körperoberfläche über dem entsprechenden Organ zum 1 g SAR im Flachphantom bei 5800 MHz.

[1] direkt an den Boden des Flachphantoms positioniert. Der sich ergebende Abstand von der Antenne zur gewebesimulierenden Flüssigkeit ist auf Grund des 2 mm starken Phantombodens 15 mm. Neben dem Peak Spatial Average SAR im Oberschenkel (der der Antenne nächsten Stelle des Körpers) wird auch das SAR in den Gonaden bestimmt.

Tabelle 17 zeigt das SAR im Flachphantom und im im Oberschenkel des Visible Humans. Der direkte Vergleich zwischen dem Peak Spatial Average SAR in Position 2 und dem des Flachphantoms zeigt, daß das Phantom wegen der größeren Distanz zur gewebesimulierenden Flüssigkeit nicht immer eine konservative Schätzung des SARs liefern kann. Erhöht man den Abstand zwischen Laptop und Oberschenkel um 2 mm, ergibt das Flachphantom einen konservativen Wert für das 1 g Peak Spatial Average SAR und nur noch eine geringe Unterschätzung von 0,2 dB für das 10 g SAR. Bei der einer normalen Arbeitshaltung vergleichbaren Position 1 fällt das maximale SAR im Oberschenkel jedoch um mehr als 13 dB im Vergleich zu dem mit dem Flachphantom ermittelten Wert. Die Belastung der Gonaden im Verhältnis zu dem im

Körper-region	450MHz		900MHz		1950MHz		5800MHz	
	1g SAR	10g SAR	1g SAR	10g SAR	1g SAR	10g SAR	1g SAR	10g SAR
Flachphantom	5,1	3,2	13,7	8,2	38,0	19,8	55,6	15,7
Brust	1,9	1,3	4,6	2,4	13,8	7,7	32,3	4,0
Herz	3,2	2,3	8,7	5,8	24,2	14,7	30,4	9,6
Lunge	3,2	2,3	8,7	5,8	24,2	14,7	30,4	9,6
Leber	2,3	1,8	5,9	4,2	27,4	15,0	37,4	12,1
Galle	2,3	1,8	5,9	4,2	27,4	15,0	37,4	12,1
Niere	3,3	2,0	10,3	5,6	39,9	18,3	46,8	15,0
Darm	3,7	2,0	8,7	4,6	32,5	16,8	35,2	11,2
Magen	2,9	2,2	6,6	4,9	30,8	17,3	34,2	11,3
Milz	2,3	1,4	7,5	3,9	15,8	7,5	15,8	6,1
Pankreas	2,9	2,2	6,6	4,9	30,8	17,3	34,2	11,3
Gonaden m.	2,5	1,8	5,2	4,3	19,0	12,7	41,5	15,0
Gonaden w.	3,2	2,4	9,1	5,6	24,8	15,8	20,9	8,8

Tabelle 11: Maximales Peak Spatial-Average SAR der Körperoberfläche über dem entsprechenden Organ und im Flachphantom bei Bestrahlung durch einen $\lambda/2$ -Dipol bei 1 W Sendeleistung

Körper-region	450MHz		900MHz		1950MHz	
	1g SAR	10g SAR	1g SAR	10g SAR	1g SAR	10g SAR
Flachphantom	16,1	8,2	8,3	5,7	6,5	3,5
Brust	4,6	2,0	4,1	1,8	4,5	2,0
Herz	10,5	5,6	4,4	3,3	6,5	3,8
Lunge	10,5	5,6	4,4	3,3	6,5	3,8
Leber	15,1	6,3	5,9	4,0	5,9	4,0
Galle	15,1	6,3	5,9	4,0	5,9	4,0
Niere	16,6	7,5	6,9	4,1	4,9	2,2
Darm	6,5	4,3	5,8	3,1	5,3	2,6
Magen	10,5	5,5	5,3	3,8	5,8	3,2
Milz	5,0	3,1	4,6	2,7	2,3	1,1
Pankreas	10,5	5,5	5,3	3,8	5,8	3,2
Gonaden m.	9,5	4,4	4,5	3,4	6,3	4,2
Gonaden w.	16,3	6,4	5,7	3,6	6,8	4,2

Tabelle 12: Maximales Peak Spatial-Average SAR der Körperoberfläche über dem entsprechenden Organ und im Flachphantom bei Bestrahlung durch ein Walkie-Talkie Modell mit Helix-Antenne (450 MHz) und ein Mobiltelefon mit integrierter Antenne (900 MHz und 1950 MHz) bei 1 W Sendeleistung

Oberschenkel ermittelten maximalen Peak Spatial Average SAR ist sehr stark von der Position des Laptops abhängig. Der Abstand vom Antennenfußpunkt bis zum nächsten Punkt des Hoden beträgt 314 mm in Position 1 und 262 mm in Position 2. Sowohl 1 g als auch 10 g SAR liegen jedoch in allen untersuchten Konfigurationen um mehr als 35 dB unter dem im Oberschenkel ermittelten Maximalwert. Die Gefahr einer Erwärmung des Gewebes durch Belastung mit elektromagnetischer Strahlung erscheint daher sehr unwahrscheinlich. Jedoch wird in [33] von einem deutlichen Anstieg der Temperatur (über 0.5° C) im Skrotum eines Laptop-Benutzers durch die Verlustwärme des Computers berichtet.

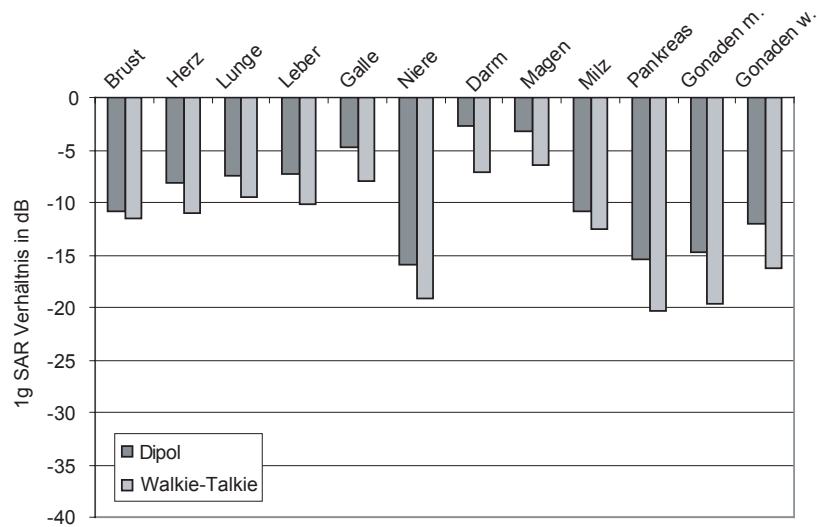


Abbildung 27: Verhältnis des 1g Peak Spatial-Average SARs des belasteten Organs zum 1g SAR im Flachphantom bei 450 MHz.

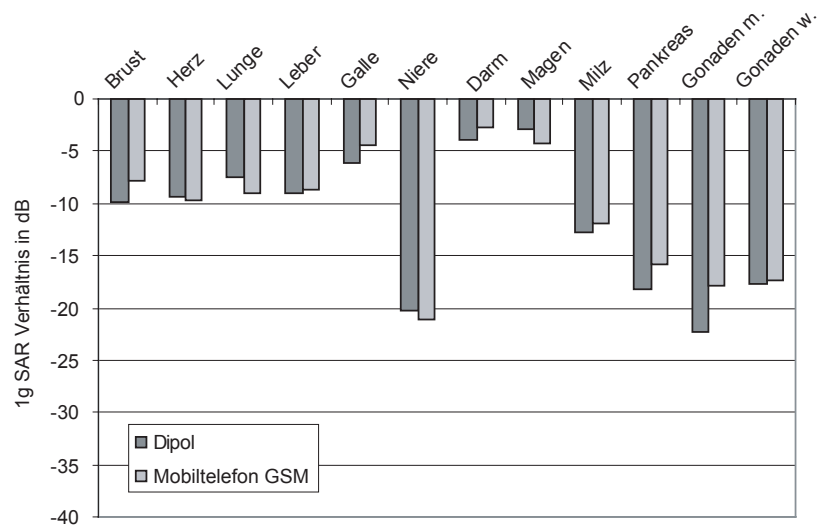


Abbildung 28: Verhältnis des 1g Peak Spatial-Average SARs des belasteten Organs zum 1g SAR im Flachphantom bei 900 MHz.

4.6 Stehwelleneffekte im anatomischen Körpermodell

Bei den in Abschnitt 3.5 beschriebenen Schichtungen des Körpergewebes kann es bei fernfeld-ähnlichen Bedingungen zu lokaler Erhöhung der SAR-Verteilung kommen. Ist dies der Fall, kann das SAR nicht mehr konservativ mit gewebesimulierenden Flüssigkeiten bestimmt werden. Bei dem in den vorhergehenden Abschnitten verwendeten Abstand von 10 mm konnten diese Effekte zumindest bei der Absorption in der Haut, wo das höchste SAR auftritt, nicht beobachtet werden. Um die Effekte mittels eines anatomisch korrekten Modells zu reproduzieren, wurden ein größerer Abstand zwischen Antenne und Körper sowie eine Position am Abdomen

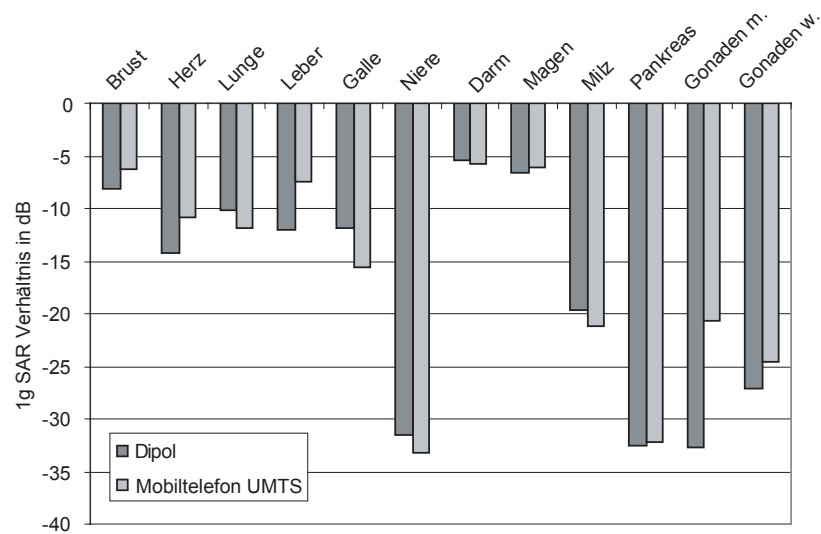


Abbildung 29: Verhältnis des 1 g Peak Spatial-Average SARs des belasteten Organs zum 1 g SAR im Flachphantom bei 1950 MHz.

Körper-region	450MHz		900MHz		1950MHz		5800MHz	
	1g SAR	10g SAR	1g SAR	10g SAR	1g SAR	10g SAR	1g SAR	10g SAR
Brust	0,42	0,25	1,4	0,80	5,9	3,6	13	4,0
Herz	0,79	0,62	1,6	1,1	1,4	0,86	2,7e-2	1,0e-2
Lunge	0,92	0,71	2,5	1,4	3,7	1,2	6,0e-3	1,2e-3
Leber	0,96	0,74	1,7	1,1	2,4	1,2	2,2e-2	2,4e-3
Galle	1,7	1,1	3,3	2,2	2,5	1,6	9,2e-3	2,4e-3
Niere	0,13	0,10	0,13	0,087	0,027	0,014	<1e-5	<1e-5
Darm	2,8	1,1	5,4	1,4	11	2,1	2,8e-1	3,9e-2
Magen	2,4	1,1	7,0	2,8	8,2	3,2	5,5e-2	9,8e-3
Milz	0,43	0,29	0,71	0,52	0,40	0,20	2,2e-4	4,9e-5
Pankreas	0,15	0,084	0,21	0,10	0,021	0,0085	3,3e-5	<1e-5
Gonaden m.	0,17	0,11	0,080	0,060	0,021	0,016	3,6e-2	1,4e-2
Gonaden w.	0,32	0,20	0,23	0,18	0,075	0,035	<1e-5	<1e-5

Tabelle 13: Maximales Peak Spatial-Average SAR in W/kg in den belasteten Organen bei Bestrahlung durch einen $\lambda/2$ -Dipol bei 1 W Sendeleistung

des Visible Humans (Abschnitt 4.2) gewählt, deren Fettschichtdicke auf einer hinreichend großen Fläche möglichst gut der in den Tabellen 7 und 8 bei einer Frequenz von 1800 MHz angegebenen entspricht. Der Körper wurde mit einem $\lambda/2$ -Dipol und mit einem generischen Telefon mit integrierter Zweibandantenne bei 1800 MHz bestrahlt.⁶ Abbildung 31 zeigt diese Konfiguration und die entsprechenden Gewebeschichtdicken. Die Gewebeschichten im unmittelbaren Bereich des Strahlungseinfalls wurden mit einer Gitterschrittweite von 0,3 mm aufgelöst. Zusätzlich zur anatomisch korrekten Gewebeverteilung wird das SAR auch mit homogenen dielektrischen Parametern (HTSL, $\epsilon_r = 40, \sigma = 1,4 \text{ S/m}$) berechnet.

Abbildung 32 zeigt die SAR-Verteilung bei anatomischer Gewebeverteilung und HTSL. Das

⁶Bei einer Frequenz von 1800 MHz können, wie in Abschnitt 3.4 gezeigt wurde, bei einem Abstand von 50 mm zwischen Antenne und Körper bereits fernfeldähnliche Bedingungen angenommen werden.

Körper-region	450MHz		900MHz		1950MHz	
	1g SAR	10g SAR	1g SAR	10g SAR	1g SAR	10g SAR
Brust	1,1	0,76	1,4	0,76	1,5	1,0
Herz	1,3	1,0	0,90	0,56	0,53	0,28
Lunge	1,8	1,1	1,1	0,58	0,42	0,11
Leber	1,6	1,3	1,1	0,73	1,2	0,44
Galle	2,6	2,6	3,0	1,7	0,18	0,075
Niere	0,20	0,15	0,065	0,043	0,0031	0,0014
Darm	3,1	0,95	4,4	2,2	1,7	0,58
Magen	3,6	1,7	3,1	1,1	1,6	0,052
Milz	0,90	0,63	0,053	0,53	0,048	0,022
Pankreas	0,15	0,018	0,021	0,12	0,0038	0,0018
Gonaden m.	0,18	0,11	0,14	0,085	0,056	0,035
Gonaden w.	0,39	0,22	0,15	0,099	0,022	0,0095

Tabelle 14: Maximales Peak Spatial-Average SAR in W/kg in den belasteten Organen bei Bestrahlung durch ein Walkie-Talkie Modell mit Helix-Antenne (450 MHz) und ein Mobiltelefon mit integrierter Antenne (900 MHz und 1950 MHz) bei 1 W Sendeleistung

	450MHz		900MHz		1950MHz		5800MHz	
	Mittelw. [W/kg]	Std.-Abw. [dB]	Mittelw. [W/kg]	Std.-Abw. [dB]	Mittelw. [W/kg]	Std.-Abw. [dB]	Mittelw. [W/kg]	Std.-Abw. [dB]
Brust	0,14	-2,6	0,39	-1,4	1,3	0,3	8,5e-01	4,5
Herz	0,16	0,0	0,20	1,4	0,092	3,7	5,0e-04	8,1
Lunge	0,040	3,7	0,046	5,8	0,022	9,0	1,6e-04	8,3
Leber	0,069	2,3	0,057	4,2	0,021	8,0	9,2e-05	10,8
Galle	0,67	-1,7	1,3	-1,5	0,83	-0,4	8,9e-04	5,2
Niere	0,054	-2,5	0,030	0,0	0,002	0,6	<1e-5	-
Darm	0,11	3,5	0,079	9,3	0,038	9,1	8,3e-04	28
Magen	0,20	3,2	0,38	4,5	0,32	6,1	7,8e-04	9,2
Milz	0,14	-1,7	0,16	0,0	0,026	3,7	<1e-5	-
Pankreas	0,031	-0,4	0,030	1,2	0,030	2,4	<1e-5	-
Gonaden m.	0,096	-5,2	0,057	-5,3	0,011	2,8	7,7e-03	-4,6
Gonaden w.	0,18	-4,0	0,16	-5,7	0,029	-6,9	<1e-5	-

Tabelle 15: Mittelwert und Standardabweichung des SARs in den belasteten Organen bei Bestrahlung durch einen $\lambda/2$ -Dipol bei 1 W Sendeleistung

durch die Stehwelleneffekte stark erhöhte SAR in der Hautschicht ist deutlich zu erkennen. Der über 1 g gemittelte SAR-Wert des anatomischen Modells liegt 1,6 dB über dem Wert bei homogener Gewebeverteilung. Der über 10 g gemittelte SAR-Wert des geschichteten Modells überschreitet den des homogenen noch um 1,4 dB. Das Quadrat in Abbildung 32 zeigt die Position des 1 g-Mittelungsvolumens. Die Dicke der Hautschicht an dieser Position ist etwa 2,2 mm, die der Fettschicht ist etwa 10 mm.

Bei Bestrahlung mit dem Telefonmodell liegt das gemittelte SAR-Maximum nicht unmittelbar vor der Antenne (Abbildung 33). Die Dicke der Hautschicht beträgt hier etwa 3,3 mm, die der Fettschicht etwa 9 mm. Das gemittelte SAR im anatomischen Modell überschreitet das des homogenen um 1,2 dB (1 g) bzw. um 0,6 dB (10 g). Diese Werte sind niedriger als die in Abschnitt 3.5 für das generische Modell ermittelten. Dies liegt jedoch an der Gewebeverteilung des anatomischen Modells, die nicht genau der in den Tabellen 7 und 8 angegebenen entspricht. Abbildung 34 zeigt das Verhältnis des gemittelten SARs in einem geschichteten generischen Modell

	450MHz		900MHz		1950MHz	
	Mittelw. [W/kg]	Std.-Abw. [dB]	Mittelw. [W/kg]	Std.-Abw. [dB]	Mittelw. [W/kg]	Std.-Abw. [dB]
Brust	0,40	-1,7	0,31	-0,4	0,31	0,6
Herz	0,21	0,6	0,086	-2,4	0,021	4,8
Lunge	0,037	5,2	0,020	6,0	0,007	5,5
Leber	0,087	3,1	0,026	5,4	0,007	8,2
Galle	1,2	-2,3	0,86	-0,1	0,34	1,4
Niere	0,063	-0,7	0,021	-1,1	0,0002	4,0
Darm	0,095	4,1	0,11	5,8	0,017	8,3
Magen	0,26	3,8	0,14	4,9	0,045	6,6
Milz	0,25	-1,3	0,069	1,2	0,004	2,8
Pankreas	0,032	-0,3	0,039	1,0	0,0005	2,3
Gonaden m.	0,10	-5,3	0,069	-4,4	0,024	-2,0
Gonaden w.	0,18	-2,6	0,084	-4,0	0,007	-0,5

Tabelle 16: Mittelwert und Standardabweichung des SARs in den belasteten Organen bei Bestrahlung durch ein Walkie-Talkie Modell mit Helix-Antenne (450 MHz) und ein Mobiltelefon mit integrierter Antenne (900 MHz und 1950 MHz) bei 1 W Sendeleistung

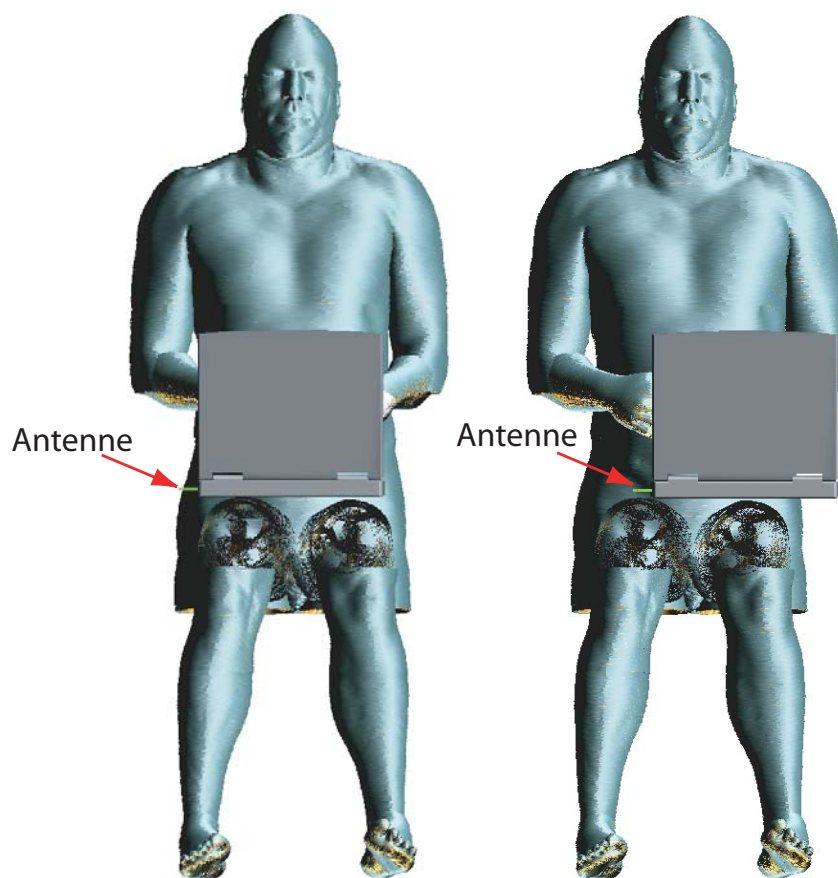


Abbildung 30: Modell des Visible Humans mit Laptop-Computer in mittiger Position (Position 1, links) und mit Antenne in 13 mm Abstand direkt über dem Oberschenkel (Position 2, rechts)

Phantom	Position	1g SAR [W/kg]	10g SAR [W/kg]
Flachphantom		15,9	8,7
Visble Human	symmetrisch (Pos. 1)	0,66	0,41
Visble Human	Antenne über Oberschenkel (Pos. 2)	15,6	9,9
Visble Human	Antenne über Oberschenkel, 2 mm nach oben verschoben	13,7	9,2

Tabelle 17: Spatial Peak Average SAR im Flachphantom und im Oberschenkel bei den in Abbildung 30 beschriebenen Positionen bei 1 W Sendeleistung; die Antennenposition am Oberschenkel um 2 mm nach oben verschoben entspricht räumlich in etwa der Situation am Flachphantom.

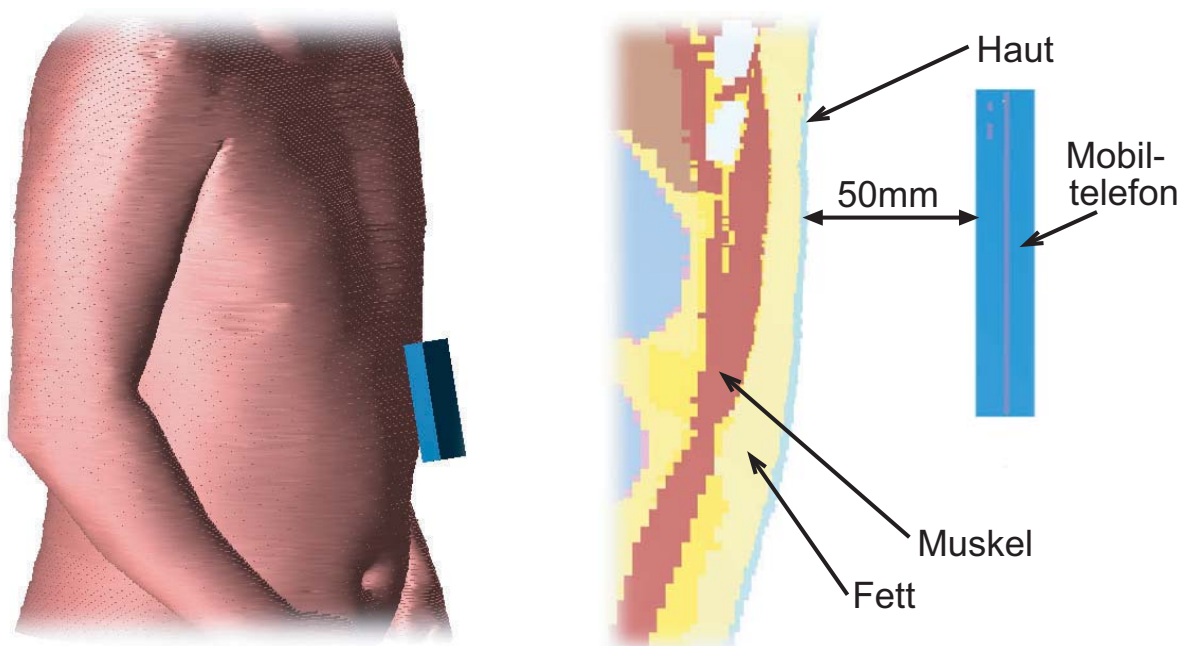


Abbildung 31: Positionierung des Telefonmodells in 50 mm Abstand vor der Bauchdecke; die Dicke der Hautschicht liegt zwischen 2,0 mm und 3,5 mm, die der Fettschicht zwischen 7 mm und 15 mm.

zum SAR in einem homogenen Halbraum bei Einfall einer ebenen Welle als Funktion der Haut- und der Fettschichtdicke. Die Gewebedicken des anatomischen Modells am Ort der SAR-Maxima sind für Bestrahlung mit dem Dipol und dem generischen Telefon eingetragen. Der SAR-Anstieg im generischen Modell entspricht mit großer Genauigkeit dem im anatomischen Modell beobachteten. Dies bestätigt die Anwendbarkeit des generischen Modells zur Ermittlung der Grenzfälle der SAR-Belastung für realistische Expositionsszenarien.

4.7 Zusammenfassung und Schlußfolgerungen

Die Absorption elektromagnetischer Felder im Nahfeld und Fernfeld verschiedener Modelle drahtloser Geräte wurde an Hand hochaufgelöster anatomischer Modelle des menschlichen Körpers untersucht. Hierbei wurden sowohl das Peak Spatial Average SAR der gesamten befeldeten Körperregionen als auch die Belastung einzelner innerer Organe bestimmt. Die Auswertung des Peak Spatial Average SARs bestätigt die in Abschnitt 3 mittels des generischen Körpermodells

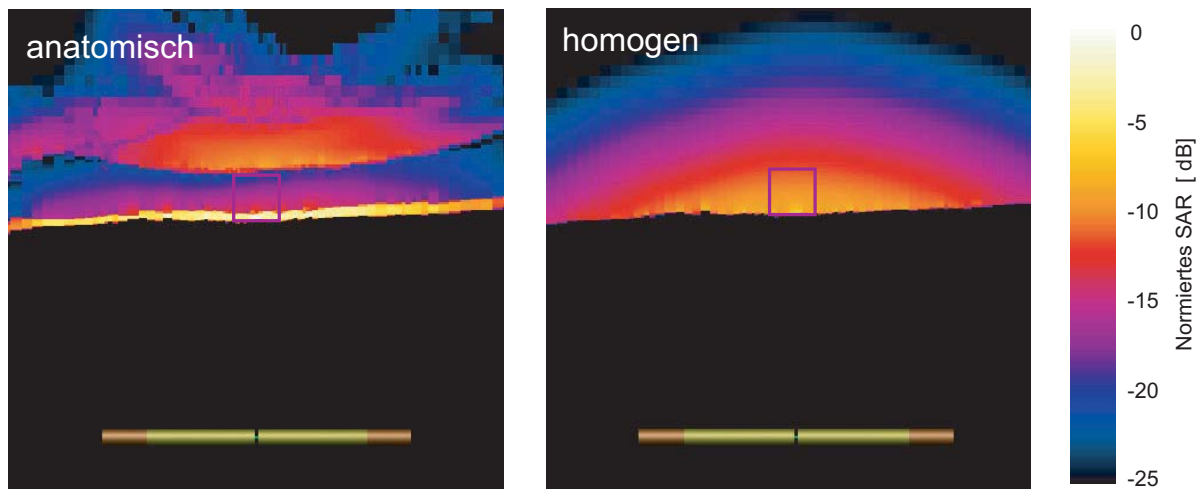


Abbildung 32: SAR-Verteilung bei Belastung durch den $\lambda/2$ -Dipol bei homogener und anatomisch korrekter Gewebeverteilung (1800 MHz, 50 mm Abstand zum Körper); die Quadrate markieren das im Volumen des 1 g Peak Spatial Average SARs eingeschlossene Gewebe.

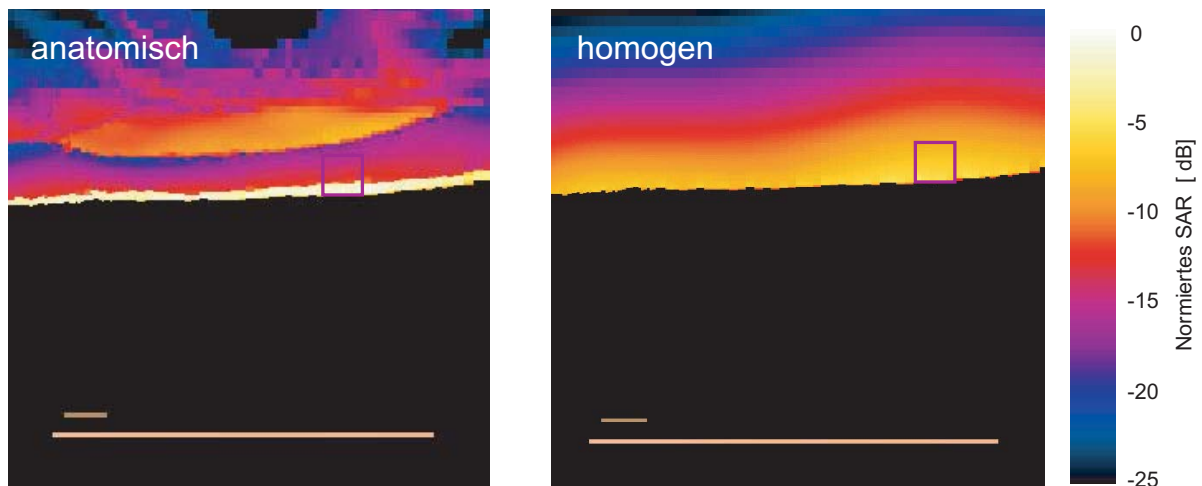


Abbildung 33: SAR-Verteilung bei Belastung durch das Telefonmodell bei homogener und anatomisch korrekter Gewebeverteilung (1800 MHz, 50 mm Abstand zum Körper); die Quadrate markieren das im Volumen des 1 g Peak Spatial Average SARs eingeschlossene Gewebe.

vorausgesagten Effekte: Bei Frequenzen von 450 MHz und darüber erlaubt der Vergleich mit den in den einschlägigen Standards definierten gewebesimulierenden Flüssigkeiten bei Belastung im Nahfeld eine konservative Bestimmung des SARs. Die bei fernfeldähnlicher Kopplung auftretenden Stehwelleneffekte, die durch die Flüssigkeiten nicht reproduziert werden, konnten auch bei anatomisch korrekten Modellen nachgewiesen werden.

Die Auswertung der Belastung der im Inneren des Körpers liegenden Organe zeigte die zu erwartende deutliche Abnahme des SARs mit dem Abstand des Organs zur Strahlungsquelle

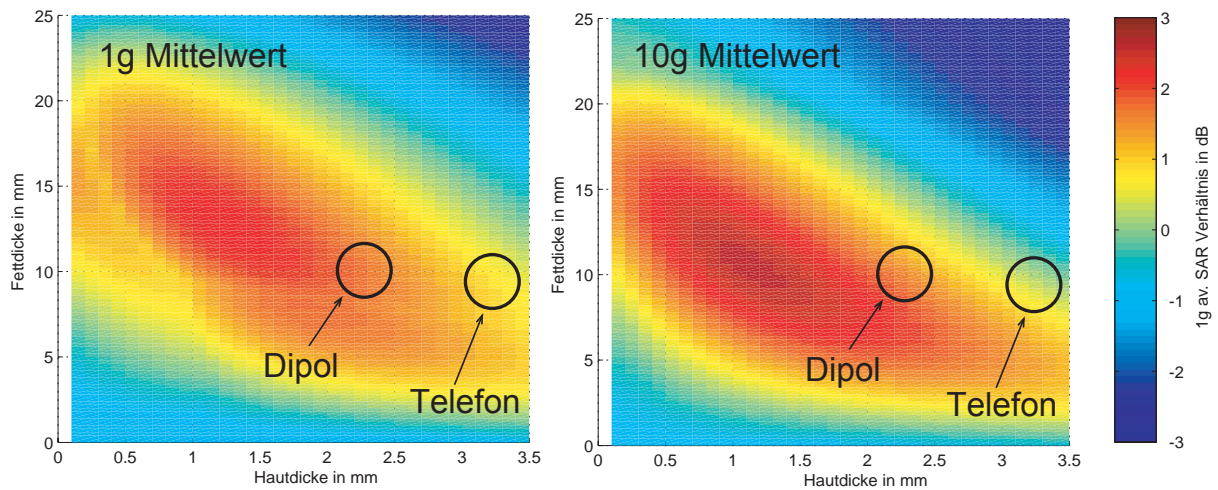


Abbildung 34: Verhältnis des 1g und 10g Peak Spatial Average SARs in einem geschichteten Halbraum als Funktion der Haut- und Fettschichtdicke im Vergleich zu HTSL bei senkrechtem Einfall bei 1800 MHz mit Markierungen entsprechend den Gewebeverteilungen an den Orten der SAR Maxima beim anatomischen Modell

durch die Dämpfung der eindringenden Felder. Eine übermäßige Belastung einzelner Organe konnte nicht nachgewiesen werden. Die zuverlässige Bestimmung der Variabilität der organspezifischen Absorption zwischen verschiedenen Individuen an Hand der existierenden anatomischen Modelle ist praktisch nicht möglich. Jedoch lassen die theoretische Analyse (Abschnitt 3) und die Ergebnisse dieses Abschnitts darauf schließen, daß das maximale SAR in jedem Fall in den oberflächennahen Gewebeschichten liegt. Daher läßt sich die Belastung der inneren Organe unter den bereits beschriebenen Einschränkungen mit einem flüssigkeitsgefüllten Phantom konservativ abschätzen.

5 Thermische Belastung des Rumpfbereichs nach dem Pennes-Modell

5.1 Einführung und Zielsetzung

Die Regelwerke, die die Grenzwerte für die Belastung des menschlichen Körpers durch elektromagnetische Felder bestimmen, fußen größtenteils auf thermischen Effekten. Dennoch werden Feld- oder Leistungsgrößen als Basisgrenzwerte anstelle des Temperaturanstieges verwendet. Vor kurzem gab die Internationale Kommission zum Schutz vor Nichtionisierender Strahlung (International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection, ICNIRP) eine Erklärung zum Schutz von Patienten bei Untersuchung im Magnetresonanztomographen ab [34]. Diese Erklärung gibt Auskunft über Belastung und gesundheitliche Auswirkungen durch magnetische und hochfrequente Felder, wie sie bei solchen Untersuchungen vorkommen, und über Vorsorgemaßnahmen, um Gesundheitsgefährdung bei Patienten und Freiwilligen zu vermeiden. Dabei werden ebenfalls gesundheitliche Auswirkungen durch Erwärmung berücksichtigt, weswegen dies als erster Schritt zu einer realitätsnahen Begrenzung des Temperaturanstieges angesehen werden kann.

Nach [34] ist anzunehmen, daß sich schädliche Effekte mit angemessener Sicherheit vermeiden lassen, wenn die lokale Temperatur im Kopf nicht über 38°C , im Rumpf nicht über 39°C und in den Gliedmaßen nicht über 40°C steigt. Diese Werte weisen auf die Grenzen hin, die für den Temperaturanstieg bei lokaler Belastung durch elektromagnetische Felder angenommen werden

Gewebe	Mittlere thermische Leitfähigkeit [W/m/K]	Spezifische Wärmekapazität [J/kg/K]	Durchblutung [ml/min/kg]	Stoffwechselbedingte Wärmeerzeugung [W/m ³]
Haut	0,35	3437	7170	1620
Fett	0,25	2524	1671	300
Muskel	0,53	3546	1969	480
Knochen	0,40	1289	2936	610
Brust	0,50	2524	1692	300
Darm	0,56	3653	70521	9500
Herz	0,54	3720	64441	9600
Niere	0,52	3745	270000	48000
Lunge	0,44	3625	17698	1700

Tabelle 18: Thermische Parameter menschlichen Gewebes

können.

Dieser Abschnitt untersucht die physiologischen und physikalischen Parameter bei bestimmten lokalen Belastungssituationen, die zu einem Grenzfall des Temperaturanstiegs im Gewebe führen können. Zusätzlich wird die durch Belastung mit elektromagnetischen Feldern induzierte lokale Temperaturerhöhung in einem hochaufgelösten anatomischen Modell des menschlichen Körpers bestimmt. Dies beinhaltet

- die Analyse thermischer Grenzfälle mittels eines generischen eindimensionalen Körpermodells,
- die Entwicklung eines neuartigen Staircasing-Filters, das unphysikalische lokale Erwärmung durch Artefakte bei der SAR-Berechnung an schrägen und gekrümmten Oberflächen verhindert und
- die Bestimmung der maximalen Erwärmung und der thermischen Belastung spezifischer Organe durch lokale EM-Exposition an Hand eines anatomischen Modells.

5.2 Grenzfallanalyse bei einem generischen Modell

5.2.1 Vorgehensweise bei der thermischen Grenzfallanalyse

Wie bei den elektromagnetischen Simulationen wird zur Bestimmung der thermischen Grenzfälle das ebene geschichtete Körpermodell (Abschnitt 3.5) verwendet. Ebene Modelle kann man als gute Näherung auch für zylindrische oder kugelförmige Strukturen betrachten, sofern deren Radius 100 mm (Zylinder) oder 150 mm (Kugel) nicht unterschreitet [35, 36]. Diese Bedingung ist bei lokaler Belastung Erwachsener durch elektromagnetische Felder in der Regel erfüllt, und solche Modelle wurden bereits häufig zur Bestimmung der thermischen Belastung durch elektromagnetische Felder verwendet [37, 38, 39].

Für die Untersuchung der thermischen Grenzfälle werden die in den Tabellen 7 und 8 aufgeführten Gewebeverteilungen für maximales 1 g- und 10 g-SAR verwendet. Bei diesen Verteilungen ist auch die höchste thermische Belastung zu erwarten. Zur Berechnung des Temperaturanstiegs wird die eindimensionale Wärmeleichung für biologisches Gewebe nach Pennes [40] verwendet, die mit der Methode der finiten Differenzen im Zeitbereich auf einem Gitter mit 0,05 mm Schrittweite gelöst wird. Die Leistungsdichte der einfallenden elektromagnetischen Welle wird so skaliert, daß die jeweiligen Grenzwerte von 1,6 W/kg für das 1 g-SAR nach IEEE C95.1 (Stand 1999) [41] und 2,0 W/kg für das 10 g SAR nach ICNIRP [42] erreicht werden. Tabelle 18 enthält die thermophysikalischen und physikalischen Eigenschaften der vorkommenden Gewebe.

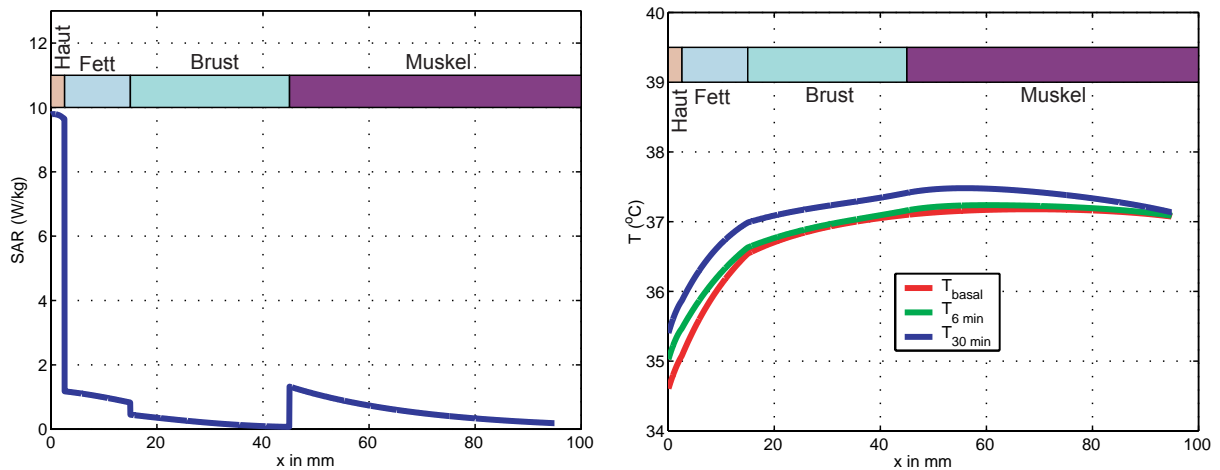


Abbildung 35: SAR- (links) und Temperaturverteilung (rechts) bei Bestrahlung des Thorax' bei 450 MHz und einem 10 g Peak Spatial Average SAR von 2 W/kg

Die Umgebungsbedingungen, die bei den Simulationen angenommen werden, stellen die thermischen Randbedingungen der äußersten Gewebeschicht (Haut) dar. Zur Bestimmung der Basaltemperatur wurden freie Konvektion und Strahlung für die Haut angenommen. Die Basaltemperatur in den tieferen Gewebeschichten beträgt 37° C, auf den äußeren Schichten liegt sie darunter. Der kombinierte Wärmeübertragungskoeffizient (für natürliche Konvektion und Abstrahlung in die Luft) wird mit 7 W/(K m²) angenommen. Dieser Wert liegt an der unteren Grenze der in der Literatur [43, 44] verwendeten Angaben, da hier Grenzfallbedingungen untersucht werden sollen. Nach Erreichen einer stabilen Basaltemperatur wurden zwei Fälle unter Belastung durch elektromagnetische Strahlung simuliert: 1) Hitzaustausch (freie Konvektion und Strahlung) und 2) Isolierung (adiabatisch, kein Temperaturexaustausch zwischen Haut und Umgebung). Der letztere Fall kann auftreten, wenn die Umgebungstemperatur gleich der Körpertemperatur ist oder der Körper in Kontakt mit einem isolierenden Material ist. In diesem Fall regelt der Körper seine Temperatur im Wesentlichen durch Verdampfung (Schwitzen) und/oder durch erhöhte Durchblutung. Diese Mechanismen sind jedoch im Pennes-Modell nicht enthalten. Als Randbedingung für die innerste Gewebeschicht wird ein konvektiver Wärmezufuß von 70 W/(K m²) angenommen. Dies entspricht dem Zehnfachen des Umgebungswertes (siehe oben) und stellt sicher, daß die körperinneren Gewebe ohne äußere Einflüsse eine Temperatur von 37° C halten.

5.2.2 Ergebnisse

Die Temperaturverteilung wurde nach Belastungen von 6 Minuten und 30 Minuten Dauer ausgewertet. Nach 30 Minuten blieb die Verteilung bei allen untersuchten Fällen praktisch konstant. Abbildung 35 zeigt die SAR- und Temperaturverteilung bei der als Grenzfall für den 10 g-SAR Wert ermittelten Gewebeverteilung bei 450 MHz (vorderer Thorax, Tabelle 7). Die Rolle des Fett- und Brustgewebes zeigt sich in dem erhöhten Temperaturanstieg beim Beginn der Muskelschicht (rechts in Abbildung 35). Eine gänzlich andere Temperaturverteilung erhält man bei 5.8 GHz (Abbildung 35). Auf Grund der niedrigen Eindringtiefe steigt die Temperatur in der Hautschicht schnell an, während im Gewebeinneren keine nennenswerten Temperaturveränderungen durch die Bestrahlung zu beobachten ist.

Der maximale Temperaturanstieg für alle in den Tabellen 7 und 8 beschriebenen Gewebe- und SAR-Verteilungen ist in Abbildung 37 für freie Konvektion (links) und adiabatische Bedin-

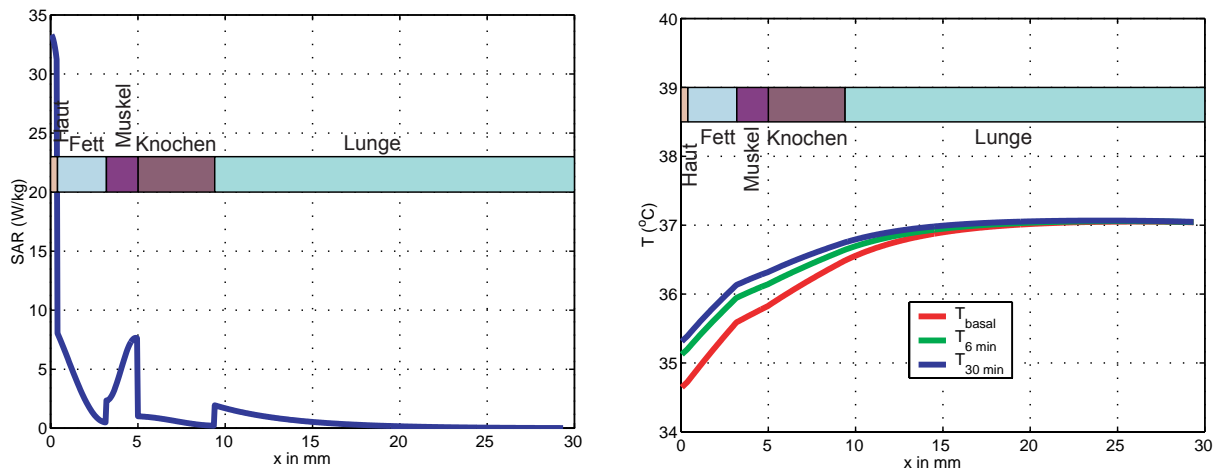


Abbildung 36: SAR- (links) und Temperaturverteilung (rechts) bei Bestrahlung des Thorax' bei 5800 MHz und einem 10 g Peak Spatial Average SAR von 2 W/kg

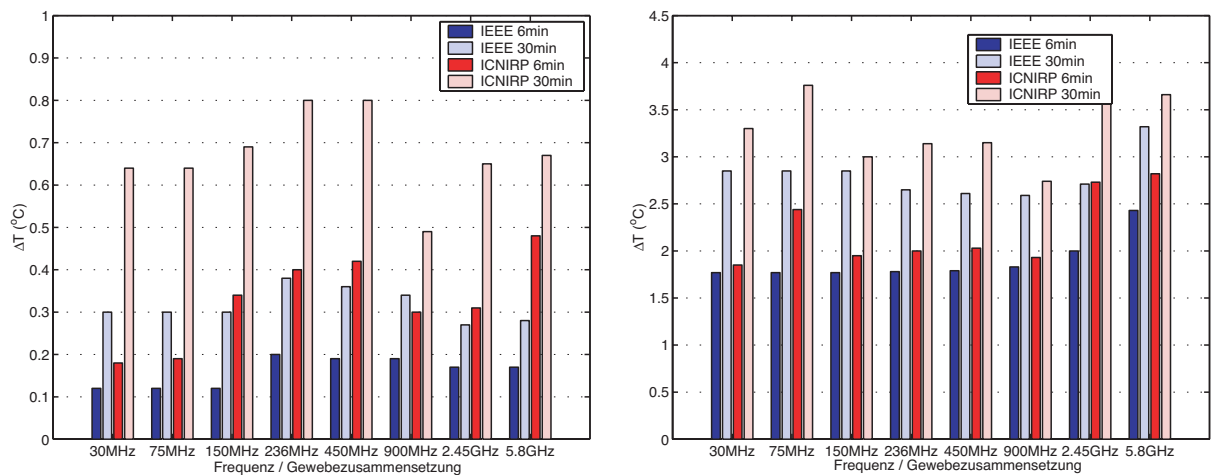


Abbildung 37: Maximaler Temperaturanstieg bei freier Konvektion (links) und adiabatischen Bedingungen (rechts) für die SAR-Grenzwerte nach IEEE [41] und ICNIRP [42] entsprechend den Gewebezusammensetzungen in den Tabellen 7 und 8

gungen (rechts) dargestellt. Bei allen untersuchten Fällen tritt die maximale Erwärmung in der Hautschicht oder unmittelbar dahinter auf. Unter adiabatischen Bedingungen ist diese jedoch wesentlich höher (über 3,5° C, rechts in Abbildung 37). Dies zeigt, daß der innerhalb einer sechsminütigen Belastung erfolgende Temperaturanstieg die Grenzwerte, die in [42] für den Rumpf angegeben sind, überschreiten kann, wenn keine Thermoregulation durch den Körper wie z. B. Anstieg der Durchblutung entgegenwirkt. Der Vergleich mit der Erwärmung mit den in [41] angegebenen Grenzwerten für Belastung durch elektromagnetische Felder zeigt, daß [41] den konservativeren Ansatz darstellt: Bei Erreichen des SAR-Grenzwertes ist der Temperaturanstieg geringer. Eine Schicht aus Fettgewebe kann isolierend wirken und zu hohen Temperaturen an beiden Grenzflächen führen, was bereits in [39] beobachtet wurde. Die Behinderung der Wärmeabfuhr durch die Haut führt in jedem Fall zu starkem Temperaturanstieg in der Haut. Dieser kann bis zu fünfmal höher sein als bei freier Konvektion.

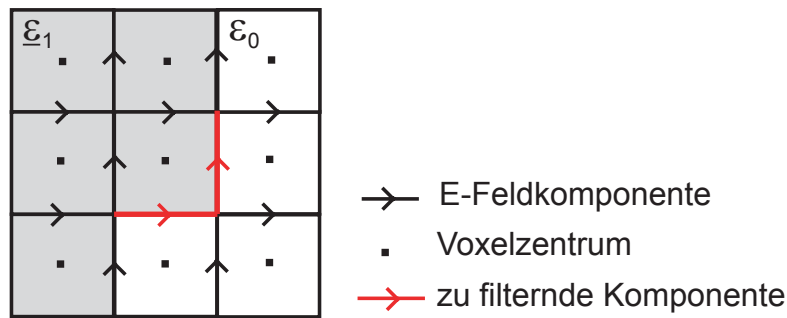


Abbildung 38: FDTD-Gitter (2D) mit gestuftem Übergang zwischen den zwei Materialien ϵ_0 und ϵ_1

5.3 Staircasing-Filter

5.3.1 Beschreibung des Problems

Bei der Simulation schräger und gekrümmter Oberflächen mit der FDTD-Methode kann es an Materialübergängen zu lokalen Überhöhungen der Feldkomponenten oder des SARs kommen [45]. Diese sogenannten Staircasing-Artefakte sind in der Regel auf einzelne Voxel beschränkt. Bei der Berechnung des Peak Spatial-Average SARs kann man diese einzelnen überhöhten Werte in der Regel vernachlässigen, da das Mittelungsvolumen bei angemessener Gitterauflösung aus mehreren hundert Voxeln besteht und der Beitrag eines einzelnen Wertes darin sehr gering ausfällt. Wird die im Gewebe absorbierte Leistungsdichte jedoch verwendet, um thermische Effekte zu berechnen, kann es auf Grund des Staircasings zu unphysikalischen lokalen Hot-Spots kommen. Daher wurde für die Simulationen in Abschnitt 5.4 ein spezielles Filter entwickelt, das die Staircasing-Artefakte erkennt und unterdrückt. Das Filter wird nach der Simulation bei der Berechnung der Leistungsdichte oder des SARs angewendet.

Zur Berechnung des SARs oder der Leistungsdichte in einem einzelnen Voxel des FDTD-Gitters werden die Vektorkomponenten des elektrischen Feldes auf den Kanten des Voxels in sein Zentrum interpoliert [46]. Abbildung 38 zeigt einen solchen Fall für ein zweidimensionales FDTD-Gitter. Ist eine Voxelkante von verschiedenen Materialien umgeben, verwenden die meisten Implementationen des FDTD-Algorithmus' den mit dem jeweiligen Zellquerschnitt gewichteten Mittelwert der die Kante umgebenden Materialien zur Berechnung des elektrischen Feldes [47, 48]. Liegen die Kanten entlang der Oberfläche eines Materialüberganges, entstehen dadurch keine Fehler, da das tangentielle elektrische Feld auf beiden Seiten der Grenzfläche gleich groß ist. Ist die Fläche jedoch gekrümmt oder liegt sie schräg im Gitter, tragen die in Abbildung 38 in rot dargestellten Komponenten zum SAR im jeweiligen Voxelzentrum bei. Da für die Berechnung des Feldes auf der Gitterkomponente ein Mittelwert der beiden Materialien angenommen wird, kann der Wert auf dieser Kante sehr hoch werden, wenn das einfallende elektrische Feld hohe zur Grenzfläche senkrecht orientierte Komponenten aufweist. Wird dieser Feldwert dann mit der (nicht interpolierten) Leitfähigkeit des Voxels gewichtet, können die Stetigkeitsbedingungen für das senkrechte elektrische Feld verletzt werden. Der in das Voxelzentrum interpolierte Betrag des elektrischen Feldes überschreitet dann den physikalisch korrekten Wert, und es kommt zu einem Staircasing-Artefakt.

5.3.2 Funktionsweise des Filters

Das Staircasing-Filter überprüft an allen unebenen Materialübergängen, ob das Verhältnis der senkrecht auf der Grenzfläche stehenden E-Felder dem entspricht, den man auf Grund der Ste-

tigkeitsbedingungen zu erwarten hat. Ist dies der Fall, kann das E-Feld auf der Kante in das Voxelzentrum interpoliert werden, ohne daß eine unphysikalische Überschätzung des SARs auftritt. Ist dies nicht der Fall, wird der Wert auf der betroffenen Gitterkante verworfen, und es wird ein Ersatzwert aus den Stetigkeitsbedingungen für ungemittelte Materialparameter bestimmt. Diese Annahme kann für elektrisch kleine Gitterschritte gemacht werden. Hierbei wird immer davon ausgegangen, daß das Feld im Material mit der niedrigeren Permittivität korrekt ist. Das heißt, daß die Felder im Gewebe stets nach unten skaliert werden, die Beiträge der vollständig von einem Material umschlossenen Gitterkanten zur im Voxel absorbierten Leistung jedoch erhalten bleiben. Auf diese Weise lassen sich unphysikalische Felderhöhungen an Stufen des diskretisierten Modells vermeiden.

Da das Filter lediglich auf einzelnen Gitterkanten wirkt und nicht während der Simulation, sondern nur im Postprozessor verwendet wird, hat es keinen Einfluß auf benachbarte Gitterzellen. Weiterhin wirkt es lediglich auf Voxel an der Grenzfläche zweier Materialien. In diesen Voxeln wird die absorbierte Leistung in jedem Falle reduziert. Eine weitere Verstärkung der lokal absorbierten Leistung ist daher nicht möglich. Bei sämtlichen relevanten Simulationen dieses Projektes wurden dünne Gewebeschichten mit mindestens vier Voxeln aufgelöst. Die 1 g- und 10 g-Mittelungsvolumen bestehen daher aus mehreren hundert bzw. tausend Voxeln, so daß die Beiträge einzelner Voxel auf das Ergebnis vernachlässigbar sind. Bei den im Folgenden beschriebenen thermischen Simulationen zeigt sich, daß die durch Staircasing entstehenden erwähnten lokalen Erwärmungen wirksam unterdrückt werden.

5.4 Anatomische Modelle

5.4.1 Untersuchte Konfigurationen

Für die Analyse der thermischen Belastung in einem anatomisch korrekten Modell wurde der bereits in Abschnitt 4.2.1 beschriebene Visible Human verwendet. Die Simulation der Erwärmung der weiblichen Gonaden wird an Hand des in Abschnitt 4.2.2 vorgestellten Modells einer japanischen Frau durchgeführt.

Die für den gemittelten SAR-Wert maßgebliche Absorption ist bei allen Frequenzen an der Körperoberfläche zu finden. Um die Belastung der inneren Gewebe für einen realistischen Grenzfall zu maximieren, werden die Temperaturverteilung nur bei 450 MHz simuliert. Bei dieser Frequenz ist auf Grund der größeren Eindringtiefe mit einer stärkeren Erwärmung der inneren Organe zu rechnen. Die Antennenleistung wurde hierbei so skaliert, daß sich ein 10 g-SAR-Maximum von 2 W/kg ergibt (Abschnitt 4.4). Hierfür ist eine größere Leistung erforderlich als bei einem 1 g-Maximum von 1,6 W/kg. Da zum Erreichen des Grenzwertes im Mittelungsvolumen nur oberflächennahe Gewebe beitragen, kann man bei dieser Art der Leistungsskalierung bei höheren Frequenzen keine signifikanten Änderungen der Temperaturverteilung in der Haut erwarten, wenn die Antennenleistung unter diesen Gesichtspunkten gewählt wird.

Die Temperaturverteilung der folgenden Körperregionen (Abbildung 19) bei Belastung mit einem $\lambda/2$ -Dipol wurde simuliert: Herz, Magen/Pankreas, Milz, Niere sowie männliche und weibliche Gonaden. An der Haut wurden freie Konvektion als auch adiabatische Randbedingungen spezifiziert; die Umgebungstemperatur betrug 20° C und die Basaltemperatur im anatomischen Modell 37° C. Um eine stabile Temperaturverteilung zu erreichen, wurde das Modell zuerst 40 Minuten lang ohne Belastung durch die Antenne simuliert. Danach erfolgte die 40 Minuten dauernde Befeldung.

5.4.2 Ergebnisse

Tabelle 19 zeigt den maximalen Temperaturanstieg nach einer Belastung von 40 Minuten Dauer mit einem 10 g Peak Spatial Average SAR von 2 W/kg bei freier Konvektion. Der höchste Tem-

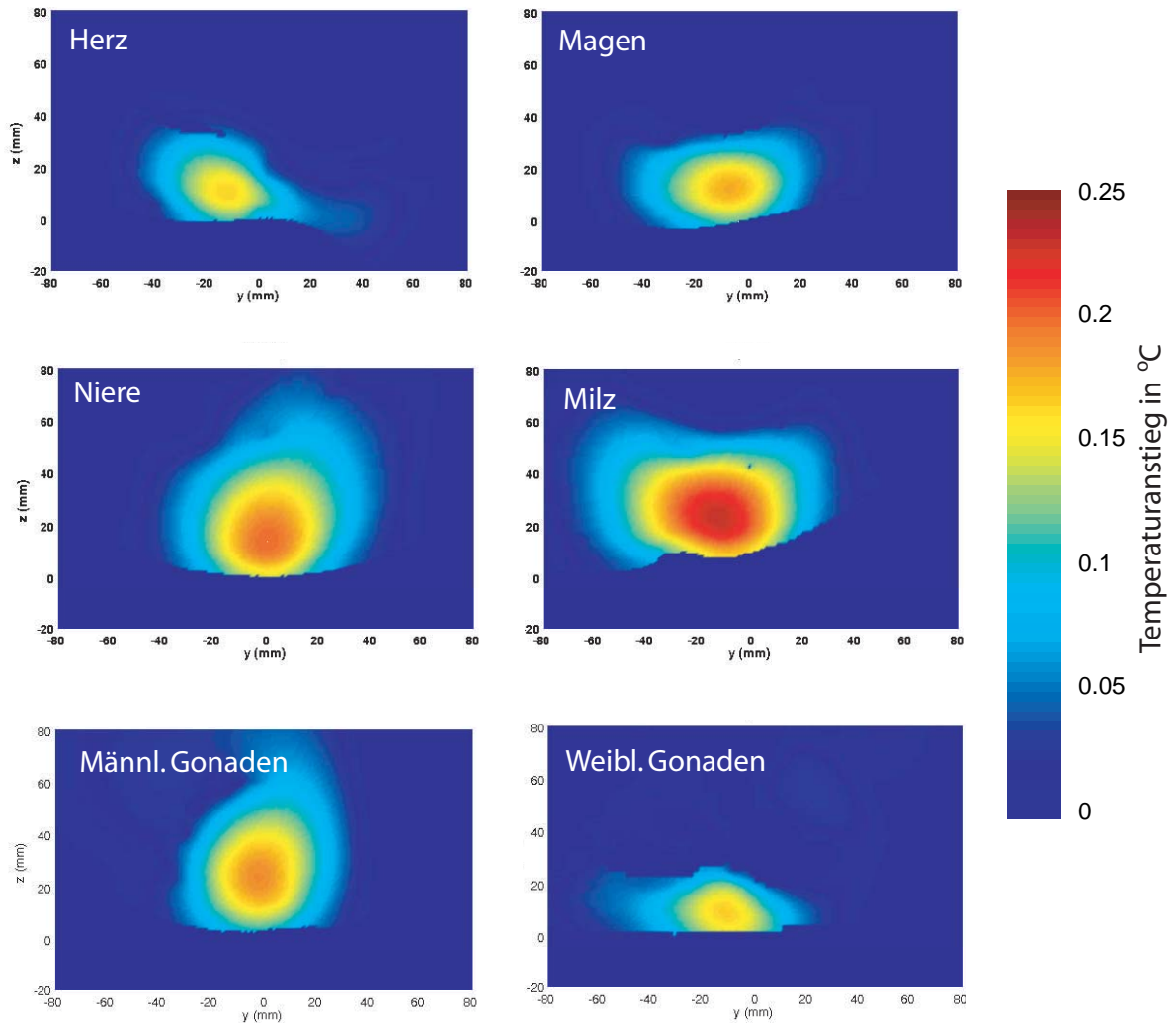


Abbildung 39: Temperaturanstieg in den untersuchten Körperregionen (Abbildung 4.2.3) in der Ebene des Temperaturmaximums bei freier Konvektion nach 40 Minuten Belastung mit einem $\lambda/2$ -Dipol in 10 mm Abstand bei 450 MHz und einem 10 g Peak Spatial Average SAR von 2 W/kg

peraturanstieg tritt wie beim in Abschnitt 5.2.2 besprochenen eindimensionalen Modell in den oberflächennahen Gewebeschichten auf. Bei den untersuchten Konfigurationen liegt er 7 mm – 22 mm unter der Körperoberfläche in einer Muskel- oder Bindegewebsschicht. Es wurden Werte zwischen 0,16° C und 0,23° C ermittelt. Die Erwärmung der tiefer im Körper liegenden Organe fällt erwartungsgemäß deutlich geringer aus und ist bei den untersuchten Fällen stets kleiner als 0,1° C. Abbildung 39 zeigt die Verteilung der Erwärmung im Körper um das jeweilige Maximum. Unter adiabatischen Randbedingungen (Tabelle 20) tritt bei den anatomischen Modellen im Gegensatz zum generischen Modell (Abschnitt 5.2) kein starker Temperaturanstieg verglichen mit freier Konvektion auf. Der maximale beobachtete Temperaturanstieg ist 0,31° C und tritt ebenfalls in der Muskel- oder Bindegewebsschicht auf. Die thermische Belastung der inneren Organe ist auch hier relativ gering.

Bei dem generischen Modell wurden die Gewebeszusammensetzungen so gewählt, daß das SAR

Exponierte Position	Ganzer Körper		Organ			
	ΔT [°C]	Position	ΔT [°C]	Position	ΔT [°C]	Position
Herz	0,16	Muskel, 12 mm von der Oberfläche	0,04	Pericardium		
Magen/Pankreas	0,18	Muskel, 13 mm von der Oberfläche	0,08	Magen	< 0,01	Pankreas
Milz	0,23	Muskel, 15 mm von der Oberfläche	0,03	Milz		
Niere	0,20	Bindegewebe, 14 mm von der Oberfläche	< 0,01	Nierenkortex		
Männliche Gonaden	0,21	Muskel, 21 mm von der Oberfläche	< 0,01	Penis	< 0,01	Hoden
Weibliche Gonaden	0,17	SAT, 7 mm von der Oberfläche	0,016	Eierstock	0,037	Uterus

Tabelle 19: Temperaturanstieg im anatomischen Modell für *freie Konvektion* bei Bestrahlung mit einem $\lambda/2$ - Dipol in 10 mm Abstand bei einer Frequenz von 450 MHz und einem 10 g Peak Spatial Average SAR von 2 W/kg

Exponierte Position	Ganzer Körper		Organ			
	ΔT [°C]	Position	ΔT [°C]	Position	ΔT [°C]	Position
Herz	0,23	Muskel, 8 mm von der Oberfläche	0,05	Perikardium		
Magen/Pankreas	0,26	Muskel, 10 mm von der Oberfläche	0,11	Magen	< 0,01	Pankreas
Milz	0,31	Bindegewebe, 13 mm von der Oberfläche	0,04	Milz		
Niere	0,28	Bindegewebe, 12 mm von der Oberfläche	< 0,01	Nierenkortex		
Männliche Gonaden	0,31	Muskel, 22 mm von der Oberfläche	< 0,01	Penis	< 0,01	Hoden
Weibliche Gonaden	0,26	Haut, 2 mm von der Oberfläche	0,02	Eierstock	0,04	Uterus

Tabelle 20: Temperaturanstieg im anatomischen Modell für *adiabatische Bedingungen* bei Bestrahlung mit einem $\lambda/2$ - Dipol in 10 mm Abstand bei einer Frequenz von 450 MHz und einem 10 g Peak Spatial Average SAR von 2 W/kg

auf Grund von Stehwelleneffekten maximiert wird. Sowohl das maximale SAR als auch die maximale Temperaturerhöhung treten in der Hautschicht auf. Auf diese haben dann auch die verwendeten Randbedingungen den größten Einfluß. Die Zielsetzung bei den Simulationen der anatomischen Modellen war hingegen, die mögliche Erwärmung der inneren Organe zu untersuchen. Die Belastung durch den Dipol ist im Gegensatz zu den Fernfeldbedingungen des generischen Modells stark lokalisiert, und die Zusammensetzung der Gewebeschichten weicht hier deutlich von der des generischen Modells ab. Die maximale Erwärmung tritt daher hier auch im Körperinneren auf und wird durch die Wahl der Randbedingungen weniger stark beeinflusst.

5.5 Zusammenfassung und Schlußfolgerungen

Die Ergebnisse der Grenzfallanalyse mit dem eindimensionalen Modell ergeben, daß der IEEE-Standard konservativer ist als die ICNIRP-Richtlinien. Wird die Konvektion auf der Haut ver-

hindert, kann der durch die elektromagnetischen Felder induzierte Temperaturanstieg deutlich über 3°C betragen. Hierbei ist jedoch zu beachten, daß sämtliche Temperaturregulationsmechanismen des Körpers vernachlässigt wurden. Dieser Wert kann daher als Worst-Case betrachtet werden.

Der Temperaturanstieg im anatomischen Modell fällt unter freier Konvektion und auch unter adiabatischen Bedingungen deutlich geringer aus. Bei einer maximal zulässigen Belastung von 2 W/kg (10 g SAR) wurde bei freier Konvektion ein maximaler Temperaturanstieg von $0,23^{\circ}\text{C}$ und bei adiabatischen Bedingungen von $0,31^{\circ}\text{C}$ ermittelt. In allen Fällen liegen die Temperaturmaxima zwischen 7 mm und 22 mm unterhalb der Körperoberfläche. Trotz der bei 450 MHz relativ hohen Eindringtiefe konnte keine starke Erwärmung der inneren Organe beobachtet werden.

6 Erweiterte Modelle und Verfahren zur Simulation der thermischen Belastung

6.1 Einführung

Es gibt nur wenige bekannte und anerkannte Mechanismen, die den Einfluß von elektromagnetischer (EM) Strahlung auf den Menschen erklären können. Am bedeutendsten sind sicherlich thermische Effekte. Die strahlungsbedingte Erwärmung hat direkte Konsequenzen für zellmetabolische Vorgänge und körpereigene chemische Reaktionen. Es ist zweifellos die unumstrittenste Wechselwirkung zwischen biologischem Gewebe und elektromagnetischen Feldern (Bio-EM). Deswegen ist es bei der Beurteilung von Gesundheitsrisiken, welche von EM Energieabsorption herrühren, beinahe wichtiger, über ein verlässliches Bild der Temperaturverteilung zu verfügen als die SAR-Verteilung zu kennen. Das gleiche gilt beispielsweise auch bei der Optimierung der Leistungsdeposition in der hyperthermischen Medizin, wo bewußt Erwärmung induziert wird, um Tumorzellen abzutöten oder sonstiges unerwünschtes Gewebe abzutragen. Die gleichen Gründe, welche für Simulationen im SAR-Bereich sprechen, lassen sich auch für die Notwendigkeit von Temperatursimulationen aufzählen:

- billigere, schnellere Durchführung als bei experimentellen Ansätzen
- umfassenderes Gesamtbild (mit höherer Auflösung)
- bessere Kontrolle über relevante Parameter
- einfachere Entkopplung von Faktoren (Sensitivitäts-Studien)
- keine ethischen Vorbehalte
- gute Möglichkeit zur Optimierung von Antennen und anderen Parametern

Um diese Zielsetzung zu erreichen, ist es aber umgekehrt unerlässlich, bei den Simulationen einen hohen Grad von Verlässlichkeit und gute Auflösungen zu erreichen, wobei die einzelnen Berechnungen schnell oder zumindest in vernünftiger Zeit erfolgen sollten.

6.2 Theorie

Aus mathematischer Sicht geht es darum, eine Poisson-Differentialgleichung unter Berücksichtigung von flexiblen Randbedingungen zu lösen. Hinzu kommen Quell-Terme, welche den Einfluß der Gewebedurchblutung und von metabolischen Vorgängen im Körper beschreiben. Letztere können Nichtlinearitäten enthalten, was den Einsatz von 'Fast Poisson Solvern' (basierend

auf Fourier-Transformation der Differentialgleichung) und Matrix-Inversion/Faktorisations Methoden verunmöglicht oder uninteressant werden läßt. Hinzu kommt, daß der Zeitverlauf der Erwärmung selber von Interesse sein kann, was eine schrittweise Integration der Gleichung nahelegt. Für dieses Projekt wurde dafür auf die Finite-Difference Time-Domain (FDTD) Methode zurückgegriffen, wobei eine Variante auf einem nicht-uniformen Gitter gewählt wurde. Das ermöglicht schnell sowie lokal hochaufgelöst (an kritischen oder besonders relevanten Stellen) zu rechnen und dabei Informationen über den gesamten Zeitverlauf zu sammeln. Außerdem hat diese Wahl den Vorteil, daß die Resultate der EM Simulationen bereits auf demselben Gitter vorliegen und nicht zusätzlich fehlerbehafteten Interpolationen unterzogen werden müssen. Schließlich kommt noch hinzu, daß der bereits existente Gittergenerator auch für den thermischen Solver verwendbar wird. Die Geschwindigkeit von FDTD erlaubt die Berechnung von Modellen mit vielen Millionen von Voxeln und es gehört zu den Vorteilen von FDTD, daß die einzelnen Voxel jeweils über eigene Materialparameter verfügen können was (z.B. im Gegensatz zu Finite Element Methoden (FEM)) die Berechnung von in hohem Grade inhomogenen Modellen ermöglicht. Das ist insbesondere für das im weiteren präsentierte Blutflußmodell relevant, das ortsabhängige Inhomogenitäten diktiert.

Die Pennes' Bioheat Equation (PBE) [40] ist zweifelsohne das meistgebrauchte Modell für thermische BioEM Simulationen. Die Formel lautet:

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot (k \nabla T) + \rho Q + \rho S - \rho_b c_b \rho \omega (T - T_b) \quad (4)$$

k ist die Wärmeleitfähigkeit, S steht für das SAR, ω für die Durchblutungsrate (Perfusion), c ist die spezifische Wärmekapazität, ρ die Dichte und Q ist die metabolische Wärmegenerierungsrate. T steht natürlich für die Temperatur, und der Index b deutet auf eine Bluteigenschaft hin.

Die Wärme verteilt sich also über Diffusion. Sie wird durch metabolische Vorgänge und durch die deponierte Strahlungsleistung generiert. Kühlend wirkt hingegen ein homogener 'heat-sink' Term, welcher die Abführung der Wärme durch den Blutfluß berücksichtigen soll. Metabolische Wärmegenerierung, spezifische Wärmekapazität, Wärmeleitfähigkeit, Dichte und der Durchblutungsgrad sind gewebespezifisch. Die SAR-Verteilung ist vorgegeben.

Die PBE ist in verschiedener Hinsicht problematisch:

- Sie geht von einem perfekten Wärmeaustausch zwischen Blutgefäßen und einem Gleichgewichtszustand aus, der in dieser Form nur bei Mikrovaskulatur (<0.2-0.3 mm) zutrifft [49].
- Die im menschlichen Körper verbreiteten Counter Current Netzwerke (parallele Venen und Arterien mit lokal preferentieller Ausrichtung und daraus resultierender lokaler Anisotropie) werden nicht berücksichtigt.
- Das kontinuierliche Modell berücksichtigt den Einfluß von diskreten Blutgefäßen nicht, obwohl größere Gefäße die Temperaturverteilung in ihrer Umgebung dominieren können.
- Im allgemeinen wird bei der Implementation der PBE nicht darauf geachtet, daß die Gewebeparameter temperaturabhängig sein können. Vereinzelt existieren (z. B. [50]).

Insgesamt läßt sich sagen, daß die PBE auf der Idee eines Equilibriums zwischen Blutzirkulation und Gewebe basiert und nur bei geringen Erwärmungen von ausschließlich fein durchblutetem Gewebe eine vernünftige Annahme darstellt.

Weitere Modelle wurden entwickelt, wobei im weiteren nur die Modelle betrachtet werden, welche für diese Arbeit relevant sind. Da wären:

- Das Modell der effektiven Wärmeleitfähigkeit oder reduzierte Weinbaum-Jiji Modell [51]: In dieses Modell sind Erkenntnisse über Counter Current Netzwerke eingeflossen. Der Heat-Sink Term fällt weg und wird durch eine anisotrope, effektive Wärmeleitfähigkeit ersetzt. Das heißt, daß anstelle einer isotropen Wärmeleitfähigkeit eine tensorielle steht. Auch dieses Modell ist nur für feine Blutgefäße geeignet. Hinzu kommt, daß das Modell in seiner Standard-Implementation (von denen es sowieso nur wenige gibt) eine homogene Verteilung der Anisotropie annimmt (konstant über ein ganzes Organ/Gewebe hinweg).
- Das Modell von Brinck und Werner [52]: Sie führen eine Ortsabhängigkeit für den Perfusions-Term in der PBE ein, der von der Distanz zum Blutgefäß abhängt. Es handelt sich also um eine inhomogene, aber dafür isotrope (kein Tensor) Gleichung. Das Modell wurde kaum eingesetzt und beruht auf Effizienzfunktionen, welche einzig für einen Spezialfall bestimmt worden sind.
- Das Modell von Wren, Karlsson und Loyd [53]: Dieses Modell schlägt vor, einfach linear zwischen dem reduzierten Weinbaum-Jiji Modell und der PBE zu interpolieren. In der entstehenden Gleichung gibt es also sowohl einen Heat-Sink Kühlungsterm als auch eine effektive Wärmeleitfähigkeit, welche allerdings nur als vektoriell (nicht tensoriell) ansetzt, was einer Ausrichtung der Hauptachsen entlang dem Gitterkoordinatensystem entspricht.
- Das Discreet Vasculature (DIVA) Modell: Es wurde von Lagendijk aufgestellt und von Kotte [54] weiterentwickelt. Dieses Modell gibt den Kontinuumszugang auf und berücksichtigt den Einfluß des Blutes stattdessen, indem parallel zur 3D Simulation noch eine Pseudo-1D-Simulation des Gefäßbaumes durchgeführt wird und man die beiden Simulationen koppelt. An der Oberfläche der Blutgefäße findet Wärmeaustausch statt, und die Bluttemperaturverteilung wird durch den Strom im Gefäß weitertransportiert. Außerdem ist es an Verzweigungspunkten oder Gefäßenden möglich, Blut aus der Umgebung aufzunehmen (Venen) oder an das Gewebe abzugeben (Arterien). Dieses Modell bietet eine unvergleichbar detailliertere Ansicht der Wärmeverteilung und kann zweifellos wesentlich realistischere Bilder liefern. Allerdings ist Information über ein überaus detailliertes Netzwerk beinahe notwendig, was die Simulationen verlangsamt und inpraktikabel macht. Schon die Beschaffung der notwendigen Information und die Generierung eines Gewebemodells kann viel Zeit in Anspruch nehmen (Entwicklung eines Augenmodells: ca. 2 Jahre [55]).
- Das Ganzkörpermodell von Charny und Levin [56]: Es handelt sich hierbei um ein kompliziertes Modell, welches die Metabolische Reaktion des ganzen Körpers auf die Erwärmung zu beschreiben sucht. Es berücksichtigt Faktoren wie Transpiration und Bekleidung, Drüsen, Temperaturen und vieles weiteres. Dabei fällt eine große Zahl von Parametern an, was zu Unsicherheiten und Schwierigkeiten bei der Modellgenerierung führt. Die Resultate werden willkürlich und unverlässlich. Deswegen wurde entgegen früheren Absichten darauf verzichtet, diese Möglichkeiten in das nachfolgend beschriebene neue Modell aufzunehmen.

6.3 Entwickeltes Modell für erweiterte thermische Simulationen

Aufgrund der oben geschilderten Nachteile existierender Modelle wurde ein neues Modell entwickelt und implementiert. Es wurde bewußt versucht, auf der PBE aufzubauen, weil mittlerweile viele experimentelle Messungen existieren, in welchen Parameter für dieses Modell bestimmt und dokumentiert wurden. Diese Meßresultate sollten weiterhin brauchbar bleiben. Gleichzeitig wird aber versucht, durch Erweiterung des Modells die erwähnten Probleme zu überwinden.

Das wird erreicht, indem in der PBE eine tensorielle, effektive Wärmeleitfähigkeit zugelassen wird ($k \rightarrow k_{ij}$), ohne auf den Heat-Sink Term zu verzichten. Außerdem ist es wie im DIVA

Modell möglich, die Simulation an eine Simulation des Blutgefäßbaumes zu koppeln. Nur ist es im Gegensatz zum DIVA Modell nicht nötig, einen detaillierten Gefäßbaum zu spezifizieren. Stattdessen beschränkt man sich auf die größten Blutgefäße, welche z. B. leicht aufgrund von medizinischen Bilddaten (MRI/CT) segmentiert werden können. Diese Blutgefäße bestimmen ihrerseits in ihrer Umgebung durch ihre Ausrichtung die Hauptachsen der lokalen Wärmeleitungstensenoren und den Grad der Anisotropie. Man erhält somit ein inhomogenes, anisotropes Modell, welches die Diskretheit und die Gerichtetheit der Blutgefäße berücksichtigt und doch leicht aufzusetzen ist und mit wenig Parametern auskommt.

Außerdem erlaubt das neue Modell temperaturabhängige Gewebeparameter. Im Moment sind nur einfache Temperaturabhängigkeiten (linear) für den Durchblutungsgrad und die elektrische Leitfähigkeit ($\omega \rightarrow \omega(T)$ und $\sigma \rightarrow \sigma(T)$) implementiert. Kompliziertere Abhängigkeiten sollten in einem weiterführenden Modell zu einem späteren Zeitpunkt untersucht werden. Insbesondere die Durchblutung ist in der Praxis stark temperaturabhängig, und es wird erwartet, daß das Einführen einer solchen Abhängigkeit im Modell viel dazu beitragen wird, die Vorhersagen realitätsgetreuer ausfallen zu lassen. Die Berücksichtigung der Temperaturabhängigkeit der elektrischen Leitfähigkeit bedeutet, daß nur der SAR-Heizungsterm temperaturabhängig wird. Obwohl also die EM simulation nicht mit temperaturabhängigen Parametern wiederholt wird, läßt sich auf diese Weise der Effekt der temperaturbedingten EM-Feld-Veränderung imitieren und berücksichtigen.

Es ist im neuen Modell und seiner Implementation möglich, eine zeitabhängige Wärmegenerierungsrate ($Q \rightarrow Q(t)$) zu spezifizieren. Das erlaubt es erstens, die Veränderung der körperlichen metabolischen Aktivität unter thermischem Streß zu berücksichtigen, und zweitens, die langsame Erwärmung körperfremder Geräte, welche mit dem Körper im Kontakt stehen, über die Bestrahlungszeit hinweg einzubeziehen. Letzteres ist zum Beispiel bei Mobiltelefonen relevant, welche über Batterien verfügen, die sich im Lauf des Gesprächs/Experiments erwärmen - ein Effekt, der Körpererwärmungen in der gleichen Größenordnung wie die EM bedingte Erwärmung zur Folge hat und somit überaus bedeutsam ist.

6.4 Implementierung

Das oben beschriebene Modell wurde implementiert. Wie bereits oben erwähnt und begründet wurde für die Realisierung die FDTD Methode gewählt. Die räumliche Diskretisierung erfolgt auf einem rektilinearen Gitter mit variablen Zellgrößen ('graded/nonuniform Mesh'). Zur Bestimmung der Koeffizienten wird auf eine 'control Volume' Formulierung zurückgegriffen [57]. Die Gleichung wird jeweils in einem dem Referenzpunkt zugewiesenen Volumen (dem Voxel) integriert und durch algebraische Manipulation wird der Diffusionsterm in eine Serie von Energieflüssen durch die Voxelflächen konvertiert. Die zeitlichen und räumlichen Ableitungen und Gradienten werden unter Annahme eines lokal linearen Temperaturvariationsprofils diskretisiert. Auf Energiekonservierung wird geachtet (außer bei der Simulation des Gefäßbaumes, wo eine unvollständige Angabe der Blutflüsse zu Energieverlusten führen kann). Zur Bestimmung der interpolierten Wärmeleitkoeffizienten an Materialübergängen wird ein spezielles Mittelungsverfahren verwendet [57], daß physikalischere Resultate liefern sollte, aber gemäß unseren Untersuchungen nur minimalen Einfluß auf das Resultat hat.

Die neu entwickelten Solver und das Interface wurden in SEMCAD X integriert (Abbildung 40), so daß auf den bereits vorhandenen Gittergenerator, die Post-Processing Tools, die Visualisierungs-Möglichkeiten und die File-Interfaces aufgebaut werden konnte. Auch der Zugriff auf errechnete EM-Verteilungen gestaltet sich so leichter. Trotzdem arbeiten die eigentlichen Solver nachwievor auch selbständig. Es muß lediglich die notwendige Modellinformation in einer Datei übergeben werden.

Es lassen sich die Resultate von mehreren EM-Simulationen gleichzeitig als Wärmequellen

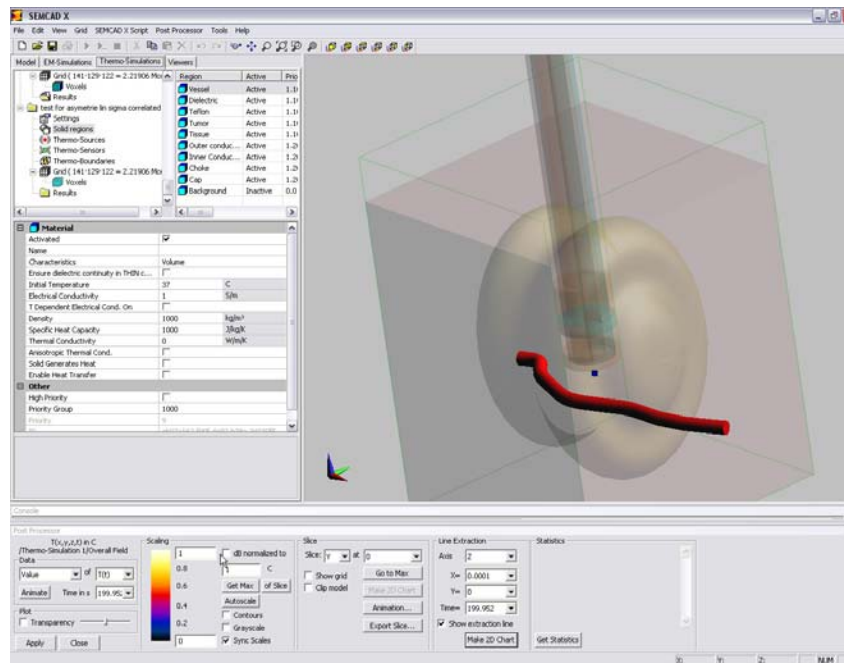


Abbildung 40: Integration des neuen thermischen Solvers in SEMCAD X: Die Modelle können generiert, Parameter gesetzt und Gitter generiert werden. Die Resultate können anschließend in SEMCAD X dargestellt werden.

verwenden. Dies ist vor allem für Situationen relevant, wo mehrere Antennen vorhanden sind, die unabhängig voneinander betrieben werden können. Die verschiedenen Felder können kohärent überlagert werden, was die Berücksichtigung von Interferenzeffekten erlaubt, oder inkohärent addiert werden, was bei Situationen mit unkorrelierten Phasen (z. B. nicht exakte Übereinstimmung der Frequenzen usw.) wünschenswert ist und einer Addition des SARs entspricht. Bei kohärenter Addition können die Phasen und die Amplituden spezifiziert werden. Überhaupt lassen sich jeweils die Amplituden der einzelnen Felder separat setzen und auch zeitabhängig im Laufe der Simulation variieren. Das ermöglicht die Simulation von gepulsten Strahlungsquellen, sofern die Pulsdauer im Vergleich zum Simulations-Zeitschritt groß ist. Variationen der Strahlungsintensität im Laufe der Simulationsdauer können so gut studiert und Effekte beim An- oder Ausschalten können untersucht werden.

Für die Randbedingungen stehen eine große Zahl von Möglichkeiten zur Verfügung. Der Benutzer kann fixe Randtemperaturen, definierte Energieflüsse, temperaturabhängige Flüsse und Mischformen spezifizieren. (Aus mathematischer Sicht handelt es sich um Neumann- und Dirichlet-Randbedingungen sowie erweiterte Mischformen.) Für jedes Paar von Materialien läßt sich eine separate Randbedingung für das Interface setzen (z.B. feste Temperatur eines Muskels an der Grenze zu einem Blutgefäß und temperaturabhängiger Strahlungsverlust an der Hautoberfläche usw.) Die Randbedingung muß an einem Interface nicht in beide Richtungen identisch sein. So kann z.B. die Leber an ihrer Grenze zur Pfortader durch eine Randbedingung mit einer fixen Rate gekühlt werden, und die Pfortader doch normal über Wärmediffusion durch das umliegende Lebergewebe erhitzt werden.

Bei der Implementation wurde in erster Linie auf Ausführungs geschwindigkeit geachtet. Trotz stark erweiterter Möglichkeiten konnte ein bedeutender Gewinn an Rechengeschwindigkeit erzielt werden. Trotz der Konzentration auf Geschwindigkeit wurde auch auf effiziente Nutzung des Speichers geachtet.

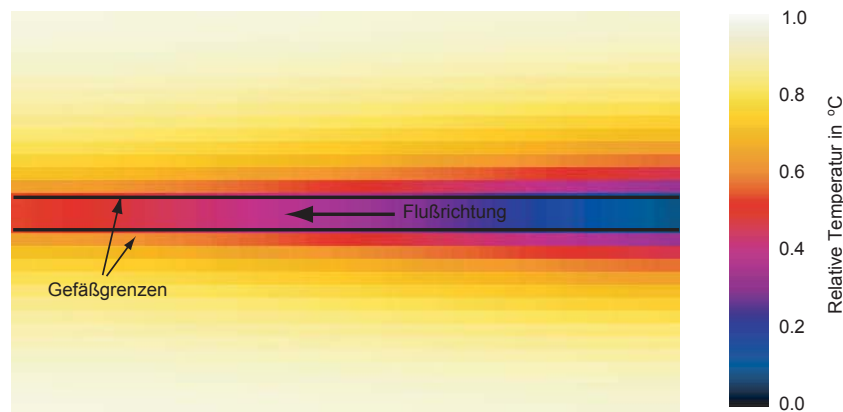


Abbildung 41: Ein gerades Blutgefäß, welches in einen Muskelzylinder eingebettet wurde. Man erkennt, wie sich die Bluttemperatur im Verlauf der Umgebung anpaßt und entsprechend nicht mehr so stark kühlend wirkt. Es läßt sich eine Equilibriumslänge bestimmen.

Der neue Solver benötigt relativ wenig Speicher, so daß auch große Modelle simuliert werden können. Eine Version für 64-bit Plattformen steht zur Verfügung. Der neue Solver besitzt die Möglichkeit, die Berechnung auf beliebig geformte aktive Bereiche zu reduzieren. Das führt eine Serie von Vorteilen mit sich: Es kann Speicherplatz gespart werden und die Ausführungsgeschwindigkeit steigt. Außerdem kann auf diese Weise darauf verzichtet werden, Regionen mit geringer Dichte (wie z.B. die Umgebungsluft, oder Lufteinschlüsse im Körper) oder hoher Wärmeleitfähigkeit (z.B. metallische Telephonteile) mitzusimulieren. Diese würden nämlich den maximal möglichen stabilen Zeitschritt potentiell stark reduzieren und die Simulationsdauer eventuell massiv erhöhen.

6.5 Validierung, Tests und Beispiele

Der neue thermische Solver wurde erst beschränkt validiert, aber ausführlich getestet. Folgende Schritte wurden unternommen:

- Mit geeigneten Einstellungen läßt sich das neue thermische Modell wie ein Pennes-Modell verwenden. Das ermöglicht es, den neuen Solver mit dem bisher verwendeten reduzierten PBE solver zu vergleichen. Verschiedene generische Modelle (z.B. Kugel mit gefüllten Löchern neben Dipolantenne, konstante Wärmegenerierung, homogene Durchblutungskühlung) wurden sowohl mit dem neuen als auch mit dem alten Solver simuliert. Die Übereinstimmung der Ergebnisse ist sehr gut ($< 1\%$ Abweichung der Maximaltemperatur).
- Die Simulationsergebnisse für einige analytisch lösbare Probleme (z.B. Abkühlen einer dünnen Platte mit zwei thermisch isolierten Seiten und zwei konvektiv gekühlten Seiten, [58]) wurden mit der exakten Lösung verglichen. Auch hier ist die Übereinstimmung sehr gut ($< 0.7\%$ maximaler lokaler Fehler).
- In Abwesenheit von Wärmeleitung läßt sich die Differentialgleichung (wenn kein Blutgefäßnetzwerk im Spiel ist) leicht punktweise lösen. So wurde z. B. die temperaturabhängige Durchblutung und die temperaturabhängige elektrische Leitfähigkeit getestet.
- Für einfache Anordnungen läßt sich auch der Steady State berechnen. Das wurde für ein einfaches Beispiel (Block mit konstanter metabolischer Wärmegenerierung und homogener Perfusionskühlung, isolierende Randbedingungen) getan und die Übereinstimmung ist im Subpromillbereich.

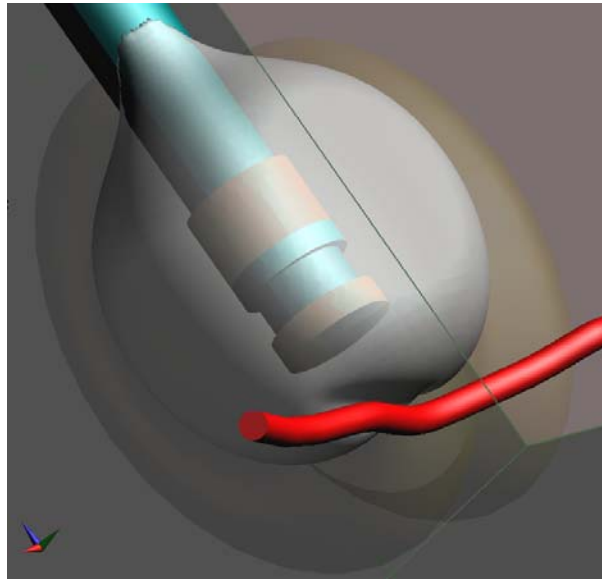


Abbildung 42: HF-Ablationskatheter in einem Tumor mit benachbartem Blutgefäß: Isotemperaturfläche

- Das Modell für den diskreten Blutfluß wurde getestet, indem ein einfacher Fall (gerades Blutgefäß entlang der Achse eines Muskelzylinders) analytisch gelöst wurde (Abbildung 41). Es läßt sich dann entlang dem Blutgefäß eine lokale Equilibrierungslänge bestimmen [59]. Dies ist eine überaus empfindliche Größe. Die Übereinstimmung ist (außer an den Simulationsrändern, wo das Equilibriumskonzept nicht anwendbar ist) besser als 1 %.
- Schließlich wurden noch Zusatzroutinen geschrieben, welche sowohl für das Blutgefäßmodell, als auch für das Kontinuumsmodell die Energieerhaltung überprüfen. Es wurden keine unerlaubten Verletzungen festgestellt.
- Um die Simulierbarkeit von komplexen Setups an realistischen Beispielen zu testen, wurde ein Beispiel aus der hyperthermischen HF-Ablation modelliert (ohne das korrekte Resultat zu kennen). Dieses Beispiel wurde gewählt, da bei der thermischen Ablation ein starker Einfluß der diskreten Blutgefäße erwartet wird. Es wird ein Katheter minimal invasiv in Tumorgewebe inseriert. Die emittierte elektromagnetische Strahlung heizt das umliegende Gewebe bis zum Absterben. Die modellierte Situation umfaßt einen kleinen, unregelmäßigen Tumor, ein benachbartes Blutgefäß und eine detailliert rekonstruierte 'Cap-Choke' Antenne. In den Resultaten (Abbildungen 42 und 43) kann man sehr schön erkennen, wie die Anwesenheit des Blutgefäßes die Erwärmung lokal beeinträchtigt. Die Gewebetemperatur wurde hierbei bewußt unterhalb der des Blutes angenommen, um den Einfluß des Blutgefäßes deutlich hervorzuheben.

6.6 Schlußfolgerung

Ein neues, flexibles thermisches Modell für die Untersuchung der Wechselwirkung von Biologischer Materie und EM-Strahlung wurde entwickelt. Dieses Modell setzt einen besonderen Akzent auf die Berücksichtigung des Einflusses der Durchblutung. Es behebt eine Reihe von existierenden Problemen, indem es die Gerichtetheit des Blutflusses und die Diskretheit der Gefäße sowie die Temperaturabhängigkeit verschiedener Gewebeparameter berücksichtigt.

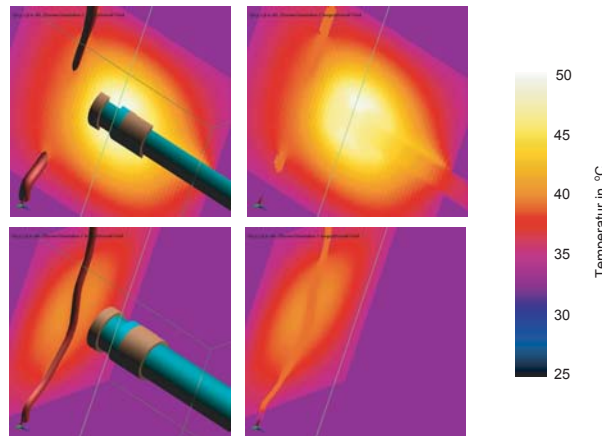


Abbildung 43: HF-Ablationskatheter in einem Tumor mit benachbartem Blutgefäß: Temperaturverteilung in verschiedenen Schnittebenen

Das neue thermische Modell wurde effizient implementiert. Die FDTD Methode auf 'graded Meshes' und eine Anzahl programmiertechnischer Tricks erlaubt ein schnelles Lösen von großer Probleme und die Simulation überaus inhomogener Probleme, wie sie in der BioEM häufig auftreten. Die Implementation ist flexibel und benutzerfreundlich und erlaubt es, dem Benutzer sein Modell unter großer Freiheit aufzusetzen. Es wurden Anstrengungen unternommen, das Modell und seine Implementation zu validieren und zu testen. Vor allem im Bereich der Validation besteht aber noch zusätzlicher Bedarf. Das neue Modell sollte auch auf experimentelle Weise validiert werden.

Die in Abschnitt 5.4 beobachtete Erwärmung der inneren Organe der anatomischen Modelle würde bei Verwendung der hier entwickelten neuen Methoden auf Grund der verbesserten Modellierung des Blutflusses noch geringer ausfallen. Da die experimentelle Validierung des Verfahrens noch aussteht, ist anzunehmen, daß die Gesamtunsicherheit im Hinblick auf die doch sehr geringen beobachteten Effekte überwiegen würde, so daß die Wiederholung der Simulationen aus Abschnitt 5.4 zur Zeit nicht lohnend wäre.

Insgesamt läßt sich sagen, daß der in diesem Subprojekt entwickelte thermische Solver neue Möglichkeiten zur verlässlichen Simulation thermischer BioEM Phänomene bietet und es ist zu hoffen, daß er z. B. im bedeutungsvollen Feld der Risikoabschätzung wertvolle Dienste leisten wird.

7 Abschließende Bewertung und Übertragbarkeit der Ergebnisse

Im Rahmen der vorliegenden Studie wurde die Belastung des Rumpfbereiches durch von körpernahen Sender verursachte elektromagnetische Strahlung bei Frequenzen von 30 MHz bis 6 GHz untersucht. Nahfeld- und Fernfeldabsorption sowie die durch die Felder induzierte Temperaturverteilung wurden an Hand von theoretischen und anatomischen Modellen analysiert. Hierbei wurden die folgenden neuen Erkenntnisse gewonnen und neuen Methoden implementiert:

- Auf Grund von überhöhtem SAR, das in anatomischen Modellen beobachtet wurde, wurde eine ausführliche theoretische Analyse zur Absorption elektromagnetischer Strahlung im Nahfeld und im Fernfeld durchgeführt und ein neuer Absorptionsmechanismus für geschichtetes Gewebe beschrieben.

- Stehwelleneffekte in geschichtetem Gewebe durch fernfeldähnliche Exposition treten früher auf als bisher angenommen (Anstieg des 1g Peak Spatial Average SARs um 1,9 dB bei 5800 MHz und 10 mm Abstand zwischen Antenne und Gewebe).
- Ein neues Modell zur thermischen Simulation wurde entwickelt, das unter anderem die anisotrope Modellierung von Wärmefluß und Durchblutung ermöglicht.
- Die systematische Unsicherheitsanalyse der zur thermischen Simulation verwendeten Leistungsdichte zeigte, daß Staircasing-Artefakte, die bei der FDTD-Simulation von schrägen und gekrümmten Oberflächen auftreten können, zu unphysikalischer lokaler Erwärmung führen. Um dies zu verhindern, wurde ein spezieller Algorithmus entwickelt, der diese Artefakte erkennt und zuverlässig herausfiltert.

Die Ergebnisse der Studie wurden im Hinblick auf den sich zur Zeit in Entwicklung befindenden Standard IEC 62209, Teil 2 [1], beurteilt. Sie lassen sich wie folgt zusammenfassen:

- Auf Grund von nicht in diesem Ausmaß erwarteten und noch nicht beobachteten Effekten, die durch die Schichtung des Körpergewebes auftreten, kann es im Vergleich zu homogenem Gewebe oder gewebesimulierenden Flüssigkeiten zu erhöhter Absorption elektromagnetischer Felder im Körper kommen. Hierbei sind zwei verschiedene Effekte zu unterscheiden: 1.) verstärktes Eindringen reaktiver Nahfeldkomponenten bei Frequenzen unterhalb von 450 MHz und elektrisch kleinen Antennen und 2.) Stehwelleneffekte bei fernfeldähnlicher Exposition. Maximale Überhöhungen von 5 dB im Vergleich zu den standardisierten Flüssigkeiten wurden ermittelt. Diese Effekte können mit homogenen experimentellen Phantomen zur SAR-Bestimmung nicht reproduziert werden.
- Die Belastung verschiedener innerer Organe wurde bestimmt. Hierbei konnte keine überhöhte Absorption für einzelne Organe beobachtet werden. Maßgeblicher Faktor für die Belastung eines Organs ist seine Lage im Körper. In allen beobachteten Fällen ist das Peak Spatial Average SAR an der Körperoberfläche größer als das einzelner innerer Organe.
- Bisher existierende Standards [2, 3, 4] zur Typenprüfung von am Ohr betriebenen drahtlosen Geräten sind von den Ergebnissen dieser Studie nicht betroffen; die beschriebenen Effekte treten auf Grund der unterschiedlichen Gewebeverteilung an den exponierten Regionen des Kopfes nicht auf.
- Für am Körper betriebene Geräte müssen die einschlägigen Standards zur Typenprüfung angepaßt werden, um die beobachteten Effekte zu berücksichtigen. Dazu wurden vom Auftragnehmer dieser Studie bereits Vorschläge (frequenz- und abstandsabhängiger Skalierungsfaktor) in den entsprechenden Arbeitsgruppen von IEC TC 106 und ICES TC 34 SC 2 eingebracht.
- Die durch die Exposition mit einem 10 g SAR von 2 W/kg induzierte Temperaturerhöhung im Gewebe kann unter Extrembedingungen (eindimensionales Modell mit adiabatischen Randbedingungen, maximale Absorption, keine Thermoregulation) über 3,5°C betragen und damit deutlich höher sein, als es bisher angenommen wurde. Bei freier Konvektion wurden maximal 0,8°C ermittelt. Die mit dem anatomischen Modell unter Normalbedingungen ermittelten Werte liegen bei bis zu 0,23°C bei freier Konvektion und bei bis zu 0,31°C bei adiabatischen Randbedingungen. Diese treten immer nahe der Körperoberfläche auf. Der für die inneren Organe ermittelte Temperaturanstieg ist vernachlässigbar, sofern die SAR-Grenzwerte eingehalten werden.

An Hand der im Verlauf dieses Projektes gewonnenen neuen Erkenntnisse und vorgeschlagenen Lösungen können zuverlässige Typenprüfverfahren für in der Nähe des menschlichen Körpers arbeitende Sender definiert werden. Entsprechende Vorschläge wurden bereits bei den zuständigen Standardisierungsgremien eingebracht. Ein großer Teil der Ergebnisse wurde in einschlägigen Fachzeitschriften zur Veröffentlichung eingereicht oder ist bereits erschienen [60, 61, 62]. Wegen des unter Extrembedingungen beobachteten überraschend hohen Temperaturanstieges sollte im Rahmen einer zusätzlichen Studie überprüft werden, ob die Grundlagen der heutigen Grenzwerte zuverlässig genug sind, um Gesundheitsrisiken durch thermische Belastung auszuschließen.

Literatur

- [1] IEC, *IEC 62209 Part 2, Human Exposure to Radio Frequency Fields from Handheld and Body-Mounted Wireless Communication Devices - Human Models, Instrumentation and Procedures, Part 2: Procedure to determine the Specific Absorption Rate (SAR) in the head and body for 30 MHz to 6 GHz Handheld and Body-Mounted Devices used in close proximity to the Body, Draft Version 0.10*, International Electrotechnical Commission (IEC), IEC Technical Committee 106, Geneva, Switzerland, Dec. 2004.
- [2] CENELEC, *EN 50361, Basic standard for the measurement of Specific Absorption Rate related to human exposure to electromagnetic fields from mobile phones*, European Committee for Electrotechnical Standardization, Central Secretariat, rue de Stassart 35, 1050 Brussels, Belgium, July 2001.
- [3] IEEE, *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, Apr. 2003.
- [4] IEC, *IEC 62209 Part 1, Human Exposure to Radio Frequency Fields from Handheld and Body-Mounted Wireless Communication Devices - Human Models, Instrumentation and Procedures, Part 1: Procedure to determine the Specific Absorption Rate (SAR) for Handheld Devices used in close proximity to the ear (Frequency Range of 300 MHz to 3 GHz)*, International Electrotechnical Commission (IEC), IEC Technical Committee 106, Geneva, Switzerland, Feb. 2005.
- [5] N. Kuster and Q. Balzano, "Energy absorption mechanism by biological bodies in the near field of dipole antennas above 300 MHz", *IEEE Transactions on Vehicular Technology*, vol. 41, no. 1, pp. 17–23, Feb. 1992.
- [6] N. Kuster, Q. Balzano, and J. C. Lin, *Mobile Communications Safety*, Chapman & Hall, London, 1997.
- [7] Martin Loeser, Andreas Christ, Jürg Fröhlich, and Niels Kuster, "SAR approximation in the near-field of small antennas (30 MHz to 6 GHz) and deduction of an exclusionary clause for low power devices", *Antennas and Propagation, IEEE Transactions on*, submitted.
- [8] C. K. Chou, "Evaluation of microwave hyperthermia applicators", *Bioelectromagnetics*, vol. 13, pp. 581–597, 1992.
- [9] Huey-Ru Chuang and Wen-Tzu Chen, "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*, vol. 46, no. 3, pp. 544–559, Aug. 1997.
- [10] Ronald W. P. King, "Electric currents and fields induced in cells in the human brain by radiation from hand-held cellular telephones", *Journal of Applied Physics*, vol. 97, no. 2, pp. 893–900, Jan. 2000.
- [11] Outi Kivekäs, Tuukka Lehtiniemi, and Pertti Vainikainen, "On the general energy-absorption mechanism in the human tissue", *Microwave and Optical Technology Letters*, vol. 43, no. 3, pp. 195–201, November 2004.
- [12] Andreas Christ, Anja Klingeböck, and Niels Kuster, "Exposition durch körpernahe Sender im Rumpfbereich, Arbeitspaket 1: Bestandsaufnahme", Tech. Rep., IT'IS Foundation for

- Research on Information Technologies in Society, Zeughausstrasse 43, 8004 Zürich, Switzerland, January 2005.
- [13] S. Gabriel, R. W. Lau, and C. Gabriel, “The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues”, *Physics in Medicine and Biology*, vol. 41, no. 11, pp. 2271–2293, Nov. 1996.
- [14] Mario DiGirolamo and Jenna L. Owens, “Water content of rat adipose tissue and isolated adipocytes in relation to cell size”, *American Journal of Physiology*, vol. 231, no. 5, pp. 1568–1572, Nov. 1976.
- [15] FCC, *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, June 2001.
- [16] “Tissue dielectric properties”, [<http://www.fcc.gov/fcc-bin/dielec.sh>].
- [17] W. S. Snyder, M. J. Cook, E. S. Nasset, L. R. Karhausen, G. Parry Howells, and I. H. Tipton, *Report of the Task Group on Reference Man*, Elsevier Science, Oxford, United Kingdom, New York, USA, Tokyo, Japan, first edition, 1975, ICRP Publication 23.
- [18] P. C. Clemmow, *The Plane Wave Spectrum Representation of Electromagnetic Fields*, Oxford University Press, Walton Street, Oxford OX2 6DP, UK, 1996.
- [19] IEEE, *IEEE Std C95.3 Recommended Practice for Measurements and Computations of Radio Frequency Electromagnetic Fields With Respect to Human Exposure to Such Fields, 100 kHz– \dot{U} 300 GHz*, IEEE Standards Department, International Committee on Electromagnetic Safety, The Institute of Electrical and Electronics Engineers, Inc. 3 Park Avenue, New York, NY 10016-5997, USA, Dec. 2002.
- [20] Antonios Drossos, Veli Santomaa, and Niels Kuster, “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*, vol. 48, no. 11, pp. 1988 – 1995, Nov. 2000.
- [21] Constantine A. Balanis, *Antenna Theory - Analysis and Design*, John Wiley & Sons, Inc., New York, USA, 1997.
- [22] Erwin Tafeit, Reinhard Möller, Thomas R. Pieber, Karl Sudi, and Gilbert Reibnegger, “Differences of subcutaneous adipose tissue topography in type-2 diabetic (NIDDM) women and healthy controls”, *American Journal of Physical Anthropology*, vol. 113, pp. 381–388, 2000.
- [23] Renate Horejsi, Reinhard Möller, Thomas R. Pieber, Sandra Wallner, Karl Sudi, Gilbert Reibnegger, and Erwin Tafeit, “Differences of subcutaneous adipose tissue topography between type-2 diabetic men and healthy controls”, *Experimental Biology and Medicine*, vol. 228, no. 6, pp. 710–716, June 2002.
- [24] A. Taflove and S. C. Hagness, *Computational Electromagnetics: The Finite-Difference Time-Domain Method*, Artech House, Inc., Boston, USA, London, United Kingdom, second edition, 2000.
- [25] Aline Pradier, Olivier Colas, Patrick Celin, Thierry Sarrebourg, David Lautru, Man Fain Wong, Victor Fouad Hanna, and Joe Wiart, “Evaluation of the specific absorption rate induced by th handset close to the body”, in *24th Annual Meeting of the Bioelectromagnetics Society*, Cancun, Mexico, June 2006, pp. 266–269.

- [26] Roger F. Harrington, *Field Computation by Moment Methods*, Macmillan Company, New York, 1951.
- [27] Klaus Meier, Volker Hombach, Ralf Kästle, Roger Yew-Siow Tay, and Niels Kuster, “The dependence of EM energy absorption upon human head modeling at 1800 MHz”, *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 45, no. 11, pp. 2058–2062, Nov. 1997.
- [28] Michael J. Ackerman, “The Visible Human Project”, *Proceedings of the IEEE*, vol. 86, no. 3, pp. 504–511, Mar. 1998.
- [29] C. Gabriel, “Compilation of the dielectric properties of body tissues at RF and microwave frequencies”, Tech. Rep., Report N.AL/OE-TR-1996-0037, Occupational and environmental health directorate, Radiofrequency Radiation Division, Brooks Air Force Base, Texas (USA), June 1996.
- [30] Wolfgang Kainz, Andreas Christ, Anja Klingenböck, and Niels Kuster, “Anatomical models of the human anatomy”, Tech. Rep., Food and Drug Administration (FDA), Center for Devices and Radiological Health (CDRH), 12725 Twinbrook Parkway, Rockville MD 20852, USA and IT’IS Foundation for Research on Information Technologies in Society, Zeughausstrasse 43, 8004 Zürich, Switzerland, January 2005, Virtual Family.
- [31] Tomoaki Nagaoka, Soichi Watanabe, Kiyoko Sakurai, Etsuo Kunieda, Staoshi Watanabe, Masao Taki, and Yukio Yamanaka, “Development of realistic high-resolution whole-body voxel models of Japanese adult males and females of average height and weight, and application of models to radio-frequency electromagnetic-field dosimetry”, *Physics in Medicine and Biology*, vol. 49, no. 1, pp. 1–15, Jan. 2004.
- [32] D. Liu, B. P. Gaucher, E. B. Flint, T. W. Studwell, H. Usui, and T. J. Beukema, “Developing integrated antenna subsystems for laptop computers”, *IBM Journal of Research and Development*, vol. 47, no. 2/3, pp. 355–367, March/May 2003.
- [33] Yefim Sheynkin, Michael Jung, Peter Yoo, David Schulsinger, and Eugene Komaroff, “Increase in scrotal temperature in laptop computer users”, *Human Reproduction*, vol. 20, no. 2, pp. 452–455, 2005.
- [34] ICNIRP, “International Commission of Non-Ionizing Radiation Protection, Medical magnetic resonance (MR) procedures: Protection of patients”, *Health Physics*, vol. 87, no. 2, pp. 197–216, 2004.
- [35] Z. F. Cui and J. C. Barbenel, “The influence of model parameter values on the prediction of skin surface temperature: I. Resting and surface insulation”, *Physics in Medicine and Biology*, vol. 35, pp. 1683–1697, 1990.
- [36] Z. F. Cui and J. C. Barbenel, “The influence of model parameter values on the prediction of skin surface temperature: II. Contact problems”, *Physics in Medicine and Biology*, vol. 36, pp. 1607–1620, 1991.
- [37] Kenneth R. Foster, Albert Lozano-Nieto, Pere J. Riu, and Thomas S. Ely, “Heating of tissues by microwaves: A model analysis”, *Bioelectromagnetics*, vol. 19, pp. 420–428, 1998.
- [38] Kenneth R. Foster and Linda S. Erdreich, “Thermal models for microwave heating and their role in standards development”, *Bioelectromagnetics*, vol. 20, pp. 52–63, 1999.

- [39] Frank Gustrau and Achim Bahr, “W-band investigation of material parameters, SAR distribution, and thermal response in human tissue”, *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 50, no. 10, pp. 2393–2400, Oct. 2002.
- [40] Harry H. Pennes, “Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm”, *Journal of Applied Physiology*, vol. 1, no. 1, pp. 93–122, Aug. 1948.
- [41] Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE) SCC28, *IEEE Std C95.1 IEEE Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Radio Frequency Electromagnetic Fields, 3 kHz to 300 GHz*, IEEE Standards Department, International Committee on Electromagnetic Safety, The Institute of Electrical and Electronics Engineers, Inc. 3 Park Avenue, New York, NY 10016-5997, USA, 1999.
- [42] International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection, “Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic and electromagnetic fields (up to 300 GHz)”, *Health Physics*, vol. 74, pp. 494–522, 1999.
- [43] J. Wang and O. Fujiwara, “FDTD computation of temperature rise in the human head for portable telephones”, *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 47, no. 8, pp. 1528–1534, August 1999.
- [44] Peter Wainwright, “Thermal effects of radiation from cellular telephones”, *Physics in Medicine and Biology*, vol. 45, pp. 2363–2372, 2000.
- [45] Michael Burkhardt, *Contributions toward Uncertainty Assessments and Error Minimization of FDTD Simulations Involving Complex Dielectric Bodies*, Phd thesis, Diss. ETH Nr. 13176, Eidgenössische Technische Hochschule, Zuerich, Switzerland, 1999.
- [46] K. Caputa, M. Okoniewski, and M. A. Stuchly, “An algorithm for computation of the power deposition in human tissue”, *IEEE Antennas and Propagation Magazine*, vol. 41, no. 4, pp. 102–109, Sept. 1999.
- [47] John B. Schneider and Robert J. Kruhlak, “Plane waves and planar boundaries in FDTD simulations”, in *USNC/URSI National Radio Science Meeting*, Salt Lake City, Utah, July 2000, p. 23.
- [48] Andreas Christ, Stefan Benkler, Jürg Fröhlich, and Niels Kuster, “Analysis of the accuracy of the numerical reflection coefficient of the finite-difference time-domain method at planar material interfaces”, *IEEE Transactions on Electromagnetic Compatibility*, vol. 48, no. 2, pp. 264–272, May 2006, submitted 2005.
- [49] H. Arkin, L. X. Xu, and K. R. Holmes, “Recent developments in modeling heat transfer in blood perfused tissues”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 41, no. 2, pp. 97–107, Feb. 1994.
- [50] J. Lang, B. Erdmann, and M. Sebass, “Impact of nonlinear heat transfer on temperature control in regional hyperthermia”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 46, no. 9, pp. 1129–1138, Sept. 1999.
- [51] S. Weinbaum and L. M. Jiji, “A new simplified bioheat equation for the effect of blood flow on local average tissue temperature”, *ASME Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 107, no. 7, pp. 131–139, 1985.
- [52] H. Brinck and J. Werner, “Efficiency function: improvement of classical bioheat approach”, *Journal of Applied Physiology*, vol. 77, pp. 1617–1622, 1994.

- [53] J. Wren, M. Karlsson, and D. Loyd, “A hybrid equation for simulation of perfused tissue during thermal treatment”, *International Journal of Hyperthermia*, vol. 17, no. 6, pp. 483–498, Nov. 2001.
- [54] Alexis Kotte, Gerard van Leeuwen, Jacob de Bree, John van der Koijk, Hans Crezee, and Jan Lagendijk, “A description of discrete vessel segments in thermal modelling of tissues”, *Physics in Medicine and Biology*, vol. 41, pp. 865–884, 1996.
- [55] V. M. M. Flyckt, B. W. Raaymakers, and J. J. W. Lagendijk, “A high resolution model of the human eye and orbit for temperature analyses: impact of vasculature”, Presentation at 22nd Annual Meeting of the European Society for Hyperthermic Oncology, Graz, Austria, June 2005.
- [56] C. K. Charny and R. L. Levin, “A three-dimensional thermal and electromagnetic model of whole limb heating with a MAPA”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 38, no. 10, pp. 1030–1039, Oct. 1991.
- [57] Theodore Samaras, Peter Regli, and Niels Kuster, “Electromagnetic and heat transfer computations for non-ionizing radiation dosimetry”, *Physics in Medicine and Biology*, vol. 45, no. 8, pp. 2233–2246, August 2000.
- [58] M. Necati Özisik, *Heat Conduction*, Wiley Interscience, 2nd edition, 1993.
- [59] A. N. T. J. Kotte, G. M. J. van Leeuwen, and J. J. W. Lagendijk, “Modelling the thermal impact of a discrete vessel tree”, *Physics in Medicine and Biology*, vol. 44, pp. 57–74, 1996.
- [60] Andreas Christ, Anja Klingeböck, Theodoros Samaras, Cristian Goiceanu, and Niels Kuster, “The dependence of electromagnetic far-field absorption on body tissue composition in the frequency range from 300 MHz to 6 GHz”, *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 54, no. 5, pp. 2188–2195, May 2006.
- [61] Andreas Christ, Theodoros Samaras, Anja Klingeböck, and Niels Kuster, “Characterization of the electromagnetic energy absorption in layered biological tissue in the frequency range from 30 MHz to 5800 MHz”, *Physics in Medicine and Biology*, 2006, submitted.
- [62] Theodoros Samaras, Andreas Christ, Anja Klingeböck, and Niels Kuster, “Worst-case temperature rise in a one-dimensional tissue model exposed to radiofrequency radiation”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, submitted.