

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

**Andreas Christ, Marie-Christine Gosselin, Salome Ryf, Manuel Murbach,
Sven Kühn, Maria Christopoulou, Esra Neufeld, Emilio Cherubini,
Azadeh Peyman, Camelia Gabriel, Niels Kuster**

Zürich, März 2009

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

Diese Studie untersucht die Absorption elektromagnetischer Felder in den Köpfen von Mobiltelefonbenutzern und geht insbesondere auf Unterschiede zwischen Kindern und Erwachsenen ein, die sich durch altersbedingte anatomische und biophysikalische Veränderungen ergeben. Die SAR und der durch die Absorption der Hochfrequenzleistung herbeigeführte Temperaturanstieg werden numerisch und experimentell mittels hochgenauer anatomischer Kopfmodelle und speziell entwickelter Meß- und Expositionseinrichtungen und experimenteller Kinderkopfphantome ermittelt. Im einzelnen umfassen die Untersuchungen folgende Arbeitspakete:

- Zur numerischen Bestimmung der Absorption in verschiedenen Hirnregionen und Geweben des Kopfes werden drei anatomisch korrekte Kopfmodelle von Kindern und ein Modell eines Erwachsenen weiterentwickelt bzw. um folgende Zielstrukturen ergänzt: Hypothalamus, Hippocampus, Pinealdrüse, Auge und Knochenmark.
- Die Absorption elektromagnetischer Felder von Mobiltelefonen wird in Abhängigkeit altersabhängiger dielektrischer Gewebedaten untersucht. Hierfür stehen Daten aus einer neuen experimentellen Studie zur Verfügung.
- Die Veränderung des Abstands zwischen Telefon und Schädel durch mechanische Belastung beim Anpressen des Telefons ans Ohr wird durch Messung der Ohrdicke bei Kindern und Erwachsenen erfaßt. Dazu wird eine spezielle Meßeinrichtung entwickelt, die den Abstand abhängig von der Anpreßkraft aufnehmen kann.
- Die Segmentierung der anatomischen Kopfmodelle wird entsprechend angepaßt.
- Die Belastung von Kindern und Erwachsenen durch elektromagnetische Felder wird für verschiedene Typen von Mobiltelefonen in den beiden GSM-Bändern systematisch untersucht. Dabei wird auf folgende Punkte eingegangen:
 - Spatial Peak Average SAR, d. h. die maximal auftretende über ein Volumen von 10 g gemittelte spezifische Absorptionsrate, im Vergleich zum standardisierten SAM-Phantom in Abhängigkeit Altersabhängiger Parameter
 - Absorption in den oben erwähnten Zielstrukturen (Hypothalamus, Hippocampus, Pinealdrüse, Auge und Knochenmark) in Abhängigkeit Altersabhängiger Parameter
 - anatomiebedingte Unterschiede bei der Absorption in oberflächennahen Hirnregionen
 - Einfluß mechanischer Belastung des Ohres auf die SAR
- Der durch die absorbierte Hochfrequenzleistung erzeugte Temperaturanstieg wird numerisch an Hand einer Grenzfallanalyse des Einflusses thermischer Parameter für die Modelle der Kinder und des Erwachsenen ausgewertet.
- Zur experimentellen Validierung des numerisch ermittelten Temperaturanstiegs wird eine Meß- und Expositionseinrichtung entwickelt, mit der die Temperatur im Gehörgang und auf der Wange bei Benutzung von Mobiltelefonen erfaßt.
- Messungen an Kindern und Erwachsenen mit dieser Expositionseinrichtung werden durch eine Ethikkommission genehmigt und anschließend durchgeführt. Die Meßergebnisse werden mit den numerischen Resultaten verglichen.
- Zur experimentellen Bestimmung der Peak Spatial Average SAR werden an Hand von Magnetresonanzaufnahmen von Kindern zwei Kopfphantome entwickelt. An diesen beiden

Modellen werden verschiedene Telefone gemessen und mit der SAR des SAM-Phantoms verglichen.

Wichtige neue Erkenntnisse betreffend die Belastung von Kindern und Erwachsenen durch Mobiltelefone folgen. Im Hinblick auf die für die Typenprüfung von Mobiltelefonen maßgebliche Peak Spatial Average SAR [1, 2, 3] werden die Aussagen früherer Studien bestätigt [4]:

- Die Altersabhängigkeiten der dielektrischen Eigenschaften führen nicht zu einer charakteristischen Veränderung der Peak Spatial Average SAR. Dies gilt für alle untersuchten Szenarien (Telefontypen, Positionen, usw.).
- Die geometrischen Eigenschaften des Kopfes beeinflusst die Peak Spatial Average SAR nicht in systematischer Weise, d. h., ein Zusammenhang zwischen Kopfgröße und der Peak Spatial Average SAR konnte weder numerisch noch experimentell belegt werden. Unterschiede ergeben sich lediglich auf Grund individueller anatomischer Eigenschaften. Dies gilt für alle untersuchten Szenarien (Telefontypen, Positionen, usw.).
- Die Ohrdicke hat großen Einfluß auf die Peak Spatial Average SAR (bis zu 2 dB), falls die Antenne bzw. das Maximum der Stromverteilung auf oder über dem Ohr des Benutzers liegt. Charakteristische Unterschiede der Verteilung der den Abstand zwischen Telefon und Kopf bestimmenden Dicke der Ohrmuschel zwischen Kindern und Erwachsenen konnten jedoch nicht festgestellt werden.
- Die heutigen Verfahren zur Typenprüfung erweisen sich in allen bisher untersuchten Fällen als konservativ.

Größere altersbedingte Veränderungen wurden bei der Belastung einzelner Gewebe und Hirnregionen festgestellt. Diese können sowohl tiefer im Gehirn liegende Gebiete als auch seine Oberfläche und das Knochenmark betreffen. Im einzelnen sind folgende Aussagen möglich:

- Die Belastung tief im Gehirn liegender Regionen (z. B. Hippocampus und Hypothalamus) kann bei jungen Kindern um mehr als einen Faktor zwei höher liegen als bei Erwachsenen. Dies muß bei Studien zu nichtthermischen Effekten [5, 6, 7, 8] besonders berücksichtigt werden. Liegt das Maximum der Peak Spatial Average SAR des Gehirngewebes in der Nähe des Maximums der über alle Gewebe gemittelten SAR, kann dieser in der Größenordnung der für das Telefon bestimmten SAR liegen. Ein Überschreiten des Grenzwertes ist aber sehr unwahrscheinlich.
- Auf Grund der mit dem Alter starken Abnahme der elektrischen Leitfähigkeit des Knochenmarks kann die Belastung dieses Gewebes bei Kindern um einen Faktor zehn höher liegen als bei Erwachsenen. Ein direkter Vergleich mit der Peak Spatial Average SAR erscheint auf Grund des würfelförmigen Mittelungsvolumens schwierig, wenn nur Knochenmarksgewebe berücksichtigt werden soll.
- Die Belastung des Auges ist bei Kindern ebenfalls deutlich höher als bei Erwachsenen. Da die Belastung des Auges durch Mobiltelefone allgemein sehr niedrig ist, stellt dies im Hinblick auf thermische Effekte kein Problem dar.
- Oberflächennahe Regionen des Gehirns können auf Grund ihrer unterschiedlichen relativen Lage im Verhältnis zum Ohr bei Erwachsenen und Kindern verschieden stark belastet werden. Für die Peak Spatial Average SAR im Kleinhirn wurden bei Kinderkopfmodellen mehr als doppelt so hohe Werte wie bei Erwachsenen ermittelt. Diese Unterschiede hängen jedoch stark von der Stromverteilung auf dem Telefon ab.

Die Belastung einzelner tiefer liegender und oberflächennaher Hirnregionen und Gewebe ist bei Kindern häufig höher als bei Erwachsenen. Mit Ausnahme von Knochenmark, das seine Leitfähigkeit mit fortschreitendem Alter stark ändert, ist die höhere Belastung auf unterschiedliche Proportionen der Anatomie von Kindern zurückzuführen. Bei oberflächennaher Belastung muß zusätzlich die Stromdichteverteilung bzw. das Nahfeld des Mobiltelefons ausgewertet werden. Dies ist für die Interpretation epidemiologischer Studien und bei Untersuchungen nichtthermischer Effekte von Bedeutung. Eine detailliertere quantitative Analyse insbesondere der Streubreite der Ergebnisse für verschiedene Erwachsene würde eine weitere Auswertung zusätzlicher Modelle durch dieselbe Arbeitsgruppe bedingen.

Die Untersuchungen der thermischen Belastung ergaben folgende Beobachtungen:

- Auf Grund der numerischen Auswertung des durch die absorbierte Strahlungsleistung herbeigeführten Temperaturanstiegs kann nicht auf einen systematischen Unterschied zwischen Kindern und Erwachsenen geschlossen werden. Die Wahl der thermischen Gewebeparameter führt zu großen Unsicherheiten.
- Messungen des Temperaturanstiegs ergeben bei den erwachsenen Probanden nach 7,5 Minuten einen durchschnittlichen Temperaturanstieg von etwa $0,05^{\circ}\text{C}$ im Gehörgang oder auf der Wange, der durch die absorbierte Hochfrequenzleistung verursacht wurde. Die Erwärmung des Mobiltelefons durch elektrische Verluste überwiegt jedoch.
- Die Ergebnisse der Temperaturmessungen deuten nicht darauf hin, daß bei Kindern eine höhere Gewebeerwärmung bei der Benutzung von Mobiltelefonen auftritt.

Summary

This study investigates the absorption of electromagnetic fields in the heads of mobile phone users with particular emphasis on differences between adults and children due to age dependent changes of anatomy and biophysical quantities. The SAR and the temperature rise induced by RF absorption are analyzed numerically and experimentally using highly accurate anatomical head models, particularly developed measurement and exposure setups and phantoms of heads of children. In detail, the study encompasses the following work packages:

- In order to determine the absorption in different regions of the brain and tissues of the head, three anatomically correct head models (three children and one adult) are improved and complemented by the following structures: hypothalamus, hippocampus, pineal gland, eye and bone marrow.
- The variability of the absorption of electromagnetic fields of mobile phones is analyzed depending on age dependent changes of dielectric tissue properties using data of a most recent experimental evaluation.
- The changes in distance between the telephone and the skull due to mechanical stress caused by pressing the phone against the ear are evaluated by measuring the pinna thicknesses of children and adults. A particular gauge is developed which can register distances as a function of applied force.
- The segmentation of the anatomical head models is adapted according to these measurements.
- The exposure of children and adults to electromagnetic fields is evaluated systematically for different types of mobile phones in both GSM bands. The following aspects are discussed in detail:
 - Peak Spatial Average SAR as a function of age dependent tissue parameters with respect to the standardized SAM phantom
 - absorption in the subregions listed above as a function of age dependent tissue parameters (hypothalamus, hippocampus, pineal gland, eye and bone marrow)
 - differences in absorption in brain regions at the surface due to anatomical differences
 - impact of mechanical stress of the ear
- The temperature rise due to the absorbed RF power is evaluated numerically in the models of the three children and of the adult using worst case assumptions for the thermal parameters.
- A measurement and exposure setup is developed for the experimental validation of the numerically assessed temperature increase. The temperature in the auditory canal and on the cheek are evaluated.
- The measurements of the volunteers are approved by an ethics committee. After the measurements, experimental and numerical results are compared.
- In order to measure the Peak Spatial Average SAR in the heads of children, two head phantoms are developed based on MR images of children. The SAR of two telephones is measured using these phantoms and compared to the results of the SAM phantom.

Several important new findings regarding the exposure of children and adults are discussed in the following paragraphs. The main results regarding the peak spatial average SAR, which is relevant for the compliance testing of mobile phones [1, 2, 3], confirm the conclusions of previous studies [4]:

- Age dependencies of dielectric tissue properties do not lead to typical changes of the peak spatial average SAR. This is valid for all configurations analyzed here (phone models, positions, etc.).
- The geometrical properties of the head do not have a systematic impact on the peak spatial average SAR, i. e., a correlation between the size of the head and the peak spatial average SAR could neither be established numerically nor experimentally. Differences are merely due to individual anatomical properties. This is valid for all configurations analyzed here (phone models, positions, etc.).
- The thickness of the pinna has a large impact on the peak spatial average SAR (up to 2 dB), if the antenna or the maximum of the current distribution is located above the user's ear. Characteristic differences between adults and children with respect to the pinna thickness, which defines the distance between the cell phone and the user's head, could not be observed.
- In all investigated cases, the current methods for compliance testing prove to be conservative.

Major age dependent changes were observed for the exposure of particular tissues and brain regions. These concern bone marrow as well as regions both inside the brain and at its surface. The findings can be summarized as follows:

- The exposure of regions inside the brains of young children (e. g. hippocampus, hypothalamus, etc.) can be higher by more than a factor of two in comparison to adults. Studies on non-thermal effects [5, 6, 7, 8] should consider this in particular. If the maximum of the Peak Spatial Average SAR of the brain tissue is close to the value averaged over all head tissues, it can reach the order of magnitude of the Peak Spatial Average SAR of the phone. A higher Peak Spatial Average SAR in brain tissue is highly unlikely.
- The exposure of the bone marrow of children can exceed that of adults by about a factor of ten. This is due to the strong decrease of the electric conductivity of this tissue with age. The direct comparison of the SAR in bone marrow with the Peak Spatial Average SAR appears difficult because if the cubical averaging volume must contain marrow tissue only.
- The exposure of the eyes of children is higher than the exposure of the eyes of adults. Regarding thermal effects, however, this does not represent a problem because the exposure of the eyes by mobile phones is very low in general.
- Because of differences in their positions with respect to the ear, brain regions at the surface can exhibit large differences in exposure between adults and children. The cerebellum of children can show a peak spatial average SAR more than twice as high as for adults. It should be noted that these differences strongly depend on the current distribution on the phone.

Children often show a higher exposure of regions inside the brain and on its surface than adults. With the exception of bone marrow, the conductivity of which strongly decreases with

age, the higher exposure of children is due to differences in anatomical proportions. For exposure of the surface of the brain, the current density distribution or the near field must be regarded. This is of particular importance for the interpretation of epidemiological studies and for research on non-thermal effects. A more detailed and quantitative analysis in particular of the variability of the results for adults, further evaluations of additional adult models by the same research group would be required.

The following observations could be made for thermal exposure:

- The evaluation of the temperature increase induced by absorbed mobile phone radiation does not suggest any systematic differences between adults and children. The choice of the thermal tissue parameters can lead to large uncertainties.
- Measurements of the temperature increase in adult volunteers lead to an average temperature increase of 0.05°C in the auditory canal or on the cheek after 7.5 minutes of exposure. Whereas this increase can be attributed to the absorbed RF power, the temperature increase due to electric losses in the mobile phone is significantly higher.
- The results of the temperature measurements do not indicate a higher increase of the tissue temperature of children than of adults due to mobile phone use.

Inhaltsverzeichnis

1	Einführung und Zielsetzung	15
2	Numerische und experimentelle Methoden	17
2.1	Simulation elektromagnetischer Felder	17
2.2	Simulation der Temperaturverteilung	18
2.3	Experimentelle Bestimmung der SAR in dosimetrischen Phantomen	18
2.4	Sensoren zur Temperaturmessung	18
3	Entwicklung hochauflöster numerischer Kopfmodelle für elektromagnetische und thermische Simulationen	21
3.1	Einführung	21
3.2	Sechsjähriger Junge der Virtual Family	21
3.3	Elfjähriges Mädchen der Virtual Family	21
3.4	Dreijähriges Kind	22
3.5	Männlicher Erwachsener des Visible Human Projektes	23
3.6	Lage der zu untersuchenden Gehirnregionen	24
4	Numerische Bestimmung der SAR unter Berücksichtigung altersabhängiger Eigenschaften	29
4.1	Altersabhängige dielektrische Parameter	29
4.2	Modelle der Mobiltelefone	29
4.3	Einfluß altersabhängiger dielektrischer Eigenschaften auf die SAR	31
4.3.1	Peak Spatial Average SAR	31
4.3.2	Belastung einzelner Hirnregionen	37
4.3.3	Belastung des Knochenmarks	51
4.4	Einfluß der Stromverteilung der Mobiltelefone auf die Belastung oberflächennaher Hirnregionen	55
4.5	Einfluß der Dicke der Ohrmuschel auf die SAR	56
4.6	Zusammenfassung	62
5	Numerische und experimentelle Bestimmung des Temperaturanstiegs	65
5.1	Numerische Bestimmung des Temperaturanstiegs unter Grenzfallbedingungen . .	65
5.1.1	Gewebeparameter und untersuchte Szenarien für die numerische Grenzfallbestimmung	65
5.1.2	Ergebnisse	69
5.2	Experimentelle Bestimmung des Temperaturanstiegs durch Gebrauch von Mobiltelefonen	70
5.2.1	Versuchsanordnung zur Messung des Temperaturanstiegs im Gehörgang und auf der Haut	70
5.2.2	Meßprotokoll	72
5.2.3	Versuchsmessungen	73
5.2.4	Ergebnisse	75
5.3	Zusammenfassung	80
6	Experimentelle Bestimmung der SAR in Kinderkopfphantomen	81
6.1	Entwicklung der Kinderkopfphantome	81
6.2	Messungen und Simulationen der SAR	82
6.3	Ergebnisse	83

6.4 Zusammenfassung	85
7 Schlußfolgerungen und Bewertung im Bezug auf bestehende Normen und Grenzwerte	87
Literatur	89

1 Einführung und Zielsetzung

Mögliche Unterschiede bei der Belastung von Kindern und Erwachsenen durch Mobiltelefone werden seit langem kontrovers diskutiert [9]. Die bei der Zulassung von Mobiltelefonen zu bestimmende Peak Spatial Average Specific Absorption Rate (SAR) wird nach den derzeit international angewendeten Normen [1, 2, 3] mit dem Specific Anthropometric Mannequin (SAM) ermittelt. Dieses Kopfmodell wurde auf Grund von Maßen Erwachsener entwickelt [10]. Dennoch kommen praktisch alle relevanten Veröffentlichungen zu dem Schluß, daß die mit SAM ermittelte SAR das Einhalten der Grenzwerte [11, 12] auch bei Kindern gewährt [13, 4]. Offen bleibt jedoch der Einfluß altersabhängiger dielektrischer Parameter [14, 15, 16, 17] und des möglicherweise geringeren Abstandes des Telefons zum Kopfgewebe auf Grund des Wachstums der Ohrmuschel [4]. Ebenso wurden Unterschiede der Belastung einzelner Hirnregionen durch wachstumsbedingte Veränderungen der Proportionen des Kopfes bisher nicht untersucht. Die meisten numerischen Studien an Kinderköpfen benutzen skalierte Modelle Erwachsener. Geeignete anatomische Modelle von Kindern, die mit bildgebenden medizintechnischen Verfahren entwickelt wurden, standen bis vor kurzem nicht zur Verfügung. Eine Übersicht hochgenauer neu entwickelter Modelle findet sich in [18], ältere Modelle von Kindern und Erwachsenen sind in [19, 20] beschrieben.

Die beim Gebrauch von Mobiltelefonen entstehende Erwärmung des Gewebes wurde sowohl experimentell als auch numerisch bestimmt. Numerische Studien (z. B. [21, 22]) verwenden in der Regel nur jeweils ein Kopfmodell. Außerdem streut der Bereich der thermischen Parameter der Gewebe, wie er in der einschlägigen Literatur verwendet wird, sehr stark [23]. Experimentelle Studien verwenden Wärmebildkameras [24, 25] oder Thermistoren zur Erfassung des durch Mobiltelefone herbeigeführten Temperaturanstiegs [26]. Die hier zitierten experimentellen Studien wurden ausschließlich an erwachsenen Probanden durchgeführt. Sie führen den statistisch signifikanten Anteil des Temperaturanstiegs auf die durch die elektrischen Verluste im Telefon entstehende Abwärme und nicht auf die im Gewebe des Benutzers absorbierte Hochfrequenzleistung zurück.

Um altersabhängige Unterschiede der Absorption elektromagnetischer Felder beim Gebrauch von Mobiltelefonen zu klären, sollen in diesem Projekt folgende Einzelzielsetzungen bearbeitet werden:

- Die SAR im Kopf des Benutzers soll numerisch an Hand anatomisch korrekter Modelle dreier Kinder und eines Erwachsenen bestimmt werden. Dabei wird sowohl die für die Typenprüfung von Mobiltelefonen maßgebliche Peak Spatial Average SAR als auch die Belastung einzelner Organe und Gehirnregionen in Abhängigkeit altersbedingter Änderungen der Anatomie und der Gewebeparameter untersucht.
- Der Temperaturanstieg wird in den Kopfmodellen der Kinder und des Erwachsenen für Grenzfallbedingungen der Bandbreite der thermischen Parameter ermittelt.
- Der Temperaturanstieg bei Benutzung von Mobiltelefonen wird bei Erwachsenen und Kindern mittels Temperatursonden experimentell erfaßt.
- Die Peak Spatial Average SAR wird mit zwei speziell für dieses Projekt entwickelten Kinderkopfphantomen experimentell ermittelt und mit der des SAM-Phantoms verglichen.
- Die Ergebnisse des Projektes sollen im Hinblick auf bestehende Verfahren zur Zulassungsprüfung von Mobiltelefonen und auf bestehende Grenzwerte diskutiert werden.

2 Numerische und experimentelle Methoden

2.1 Simulation elektromagnetischer Felder

Nahezu alle wissenschaftlichen Arbeiten auf dem Gebiet der numerischen Dosimetrie, die in den letzten Jahren verfaßt wurden, verwenden die Methode der finiten Differenzen im Zeitbereich (Finite-Difference Time-Domain, FDTD) [27]. Die Methode berechnet E- und H-Feldvektoren direkt an jedem Ort des Rechenraumes. Die Vektorkomponenten der E- und H-Felder werden in einem rechtwinkligen Gitter angeordnet (Abbildung 1). Dadurch wird es möglich, die Rotationsoperatoren der ersten beiden Maxwell'schen Gleichungen durch eine finite Differenzenform zweiter Ordnung anzunähern. E- und H-Felder lassen sich dann in aufeinanderfolgenden Rechenschritten aus ihren jeweils zeitlich vorausgehenden Werten berechnen. Auf diese Weise können sich Felder und Wellen im Rechengitter ausbreiten. Die Ausbreitungseigenschaften werden u. a. in [28] untersucht. Für hinreichend gute Auflösung des Rechenraumes (Gitterschrittweite $< \lambda/10$) ist die Rechengenauigkeit des Algorithmus für die meisten dosimetrischen Probleme hinreichend. Maßgeblich für die notwendige Auflösung ist bei diesen Anwendungen in der Regel die Geometrie (anatomisches Körpermodell, drahtloses Gerät mit feinen elektrisch relevanten Details). Eine detaillierte Beschreibung des FDTD-Algorithmus findet sich z. B. in [29].

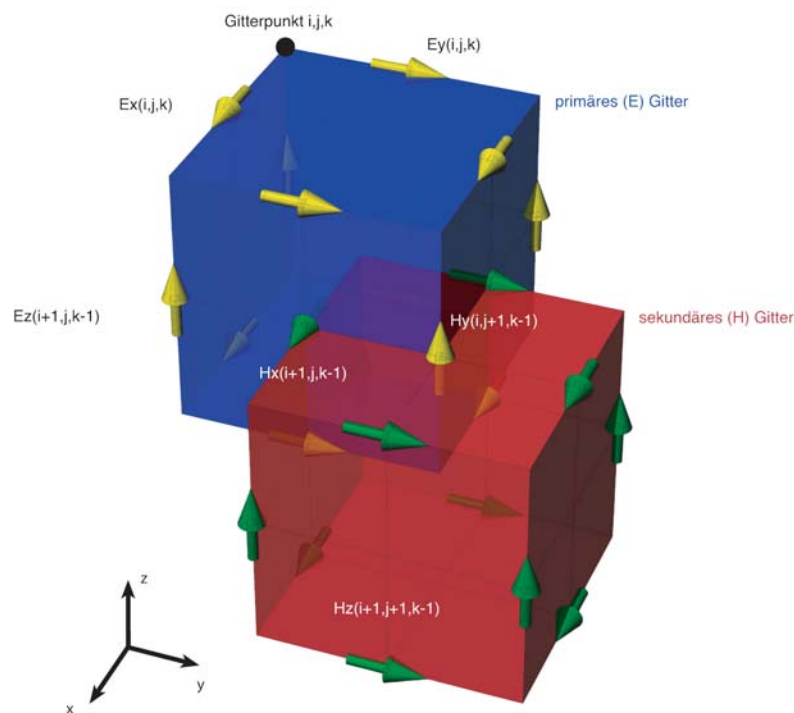


Abbildung 1: FDTD-Gitter mit den Vektorkomponenten der E- und H-Felder einer Zelle

Die FDTD-Methode eignet sich sehr gut zur Simulation anatomischer Modelle, da komplexe Gewebeverteilungen mit geringem Aufwand im Rechengitter abgebildet werden können. Den diskretisierten Maxwellgleichungen des Algorithmus' lassen sich die Materialeigenschaften der jeweiligen Gitterkante zuordnen, auf denen sie die E- und H-Felder berechnen. Unsicherheiten entstehen hierbei auf Grund der diskreten Struktur des Rechenraumes an sämtlichen Materialübergängen. Für planare Grenzschichten ist die numerische Genauigkeit in [30] beschrieben. Sie kann für dosimetrische Probleme als ausreichend angenommen werden. Für schräge und gekrümmte Grenzflächen existiert bisher keine theoretische Analyse. Erfahrungsgemäß kann es

auf Grund der stufenförmigen Annäherung solcher Grenzflächen zu unphysikalischen örtlich beschränkten Überhöhungen des Feldes kommen [31]. Diese lassen sich aber in der Regel bei der Auswertung der Daten identifizieren oder tragen bei der Berechnung des über ein Volumen gemittelten SARs nur unwesentlich zum Ergebnis bei. Weitere Verfahren zur Berechnung elektromagnetischer Felder für dosimetrische Anwendungen werden in [32] beschrieben. Diese kommen heute jedoch nur noch in seltenen Fällen zur Anwendung.

Zur Messung der SAR im SAM-Phantom und den Kinderkopfphantomen wird das Nahfeldmeßsystem DASY 5 (Schmid & Partner Engineering AG, Zürich) verwendet. Das System ist in [33] näher beschrieben. Es entspricht den Normen [1, 2, 3]. Ausführliche Informationen zur Funktionsweise finden sich in [34]. Auf die Meß- und Expositionseinrichtung zur Erfassung der durch Mobiltelefone erzeugten Erwärmung der Hautoberfläche sowie auf das entsprechende Versuchsprotokoll zur Messung an den Probanden wird in [35] im Detail eingegangen.

2.2 Simulation der Temperaturverteilung

Zur Berechnung der Temperaturverteilung in bei dosimetrischen Anwendungen mit anatomischen Modellen wird in zahlreichen Studien die sogenannte biologische Wärmeübertragungsgleichung (Bio Heat Transfer Equation, BHTE) nach [36] verwendet.

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

Hierbei ist T die zu berechnende Gewebetemperatur, T_b die Temperatur des Blutes, B beschreibt die Durchblutung des Gewebes, c seine Wärmekapazität, k seine Wärmeleitfähigkeit und ρ seine Dichte. Die Größe S bezeichnet die durch Stoffwechselprozesse oder durch Absorption elektromagnetischer Strahlung erzeugte Leistung. Die BHTE wird direkt mit einer FDTD-Simulation zur Berechnung der lokalen Leistungsdichteverteilung gekoppelt und verwendet dasselbe Rechengitter, wodurch sich Unsicherheiten durch Interpolation insbesondere an Gewebeübergängen vermeiden lassen.

2.3 Experimentelle Bestimmung der SAR in dosimetrischen Phantomen

Das für die dosimetrischen Messungen dieses Projektes zu verwendende Meßsystem DASY 4 wurde bereits in [32] ausführlich beschrieben und sei deshalb hier nur kurz zusammengefaßt. In den folgenden Abschnitten werden neue Entwicklungen auf dem Gebiet der Nahfeldmessung beschrieben. Das DASY 4-System besteht aus einem sechachsigen Präzisionsroboter mit einer Wiederholgenauigkeit von weniger als ± 0.2 mm, isotropen E-Feldsonden mit Diodengleichrichtung, optischer Oberflächendetektion zur automatischen Positionierung der Sonde und hochentwickelter Software zur Datenverarbeitung und Steuerung der Messungen (Abbildung 2). Aufwendige Messungen wie beispielsweise Peak Spatial Average SAR können innerhalb von 15 Minuten durchgeführt werden.

Moderne dosimetrische Sonden können im Frequenzbereich von 10 MHz bis 6 GHz eingesetzt werden [37]. Sie haben Isotropiefehler von weniger als $\pm 0,5$ dB und Empfindlichkeiten von 5–10 μ W/g. Auf Grund ihrer geringen Abmessungen (Durchmesser von 2,5 mm an der Spitze) besitzen sie eine hohe räumliche Auflösung und können sehr nah an Materialübergängen (Boden des Meßphantoms) eingesetzt werden. Das SAM-Phantom nach [2, 38, 1] und ein elliptisches Phantom nach [39] stehen als Teile des Meßsystems zur Verfügung.

2.4 Sensoren zur Temperaturmessung

Für die Messung des Temperaturanstiegs im Gehörgang und auf der Haut der Probanden werden Miniatursonden auf Thermistorbasis verwendet, da diese die einzigen sind, die für diese

Studie benötigte Empfindlichkeit bieten. Der Aufbau und die Funktionsweise dieser Sonden (Abbildung 3) sind in [40, 41] beschrieben. Der Durchmesser der Meßspitze dieser Sonden kann bis auf 1 mm reduziert werden. Die Meßspitzen werden über hochohmige Leitungen mit dem Meßverstärker verbunden, so daß Interferenzen der Meßanordnung mit dem einfallenden Feld ausgeschlossen werden können.

Die technischen Daten der hier verwendeten Sonde sind in Tabelle 1 zusammengefaßt. Die vollständige Versuchsanordnung zur Messung des Temperaturanstieges im Gehörgang und auf der Wange wird in Abschnitt 5.2.1 beschrieben.

Aufbau	Sensor mit NTC und hochohmigen Leitungen (Vierdrahtverfahren), eingebaute Schirmung gegen statische Aufladung
Meßbereich	0°C - 60°C
Genauigkeit (ΔT)	$< \pm 0,01^\circ\text{C}$, $\pm 2\text{ mK}$ Rauschen (0,1 s Samplingzeit)
Genauigkeit (dT/dt)	$\pm 2\%$, Rauschen $\pm 0,1\text{ mK/s}$ (10 s Auswertungszeit)
Empfindlichkeit (SAR)	0,2 mW/g in gewebesimulierender Flüssigkeit
Zeitkonstante	$< 1\text{ s}$
E-Feldinterferenz	E-Feld entlang der Sondenachse: 0,6 mK/s bei 1000 V/m über 50 mm E-Feld senkrecht zur Sondenachse: kein meßbarer Effekt
Abmessungen	Sondenspitze 1 mm Durchmesser
Abstand Spitze - NTC	1 mm

Tabelle 1: Spezifikation der Temperaturmeßsonden nach Herstellerangabe

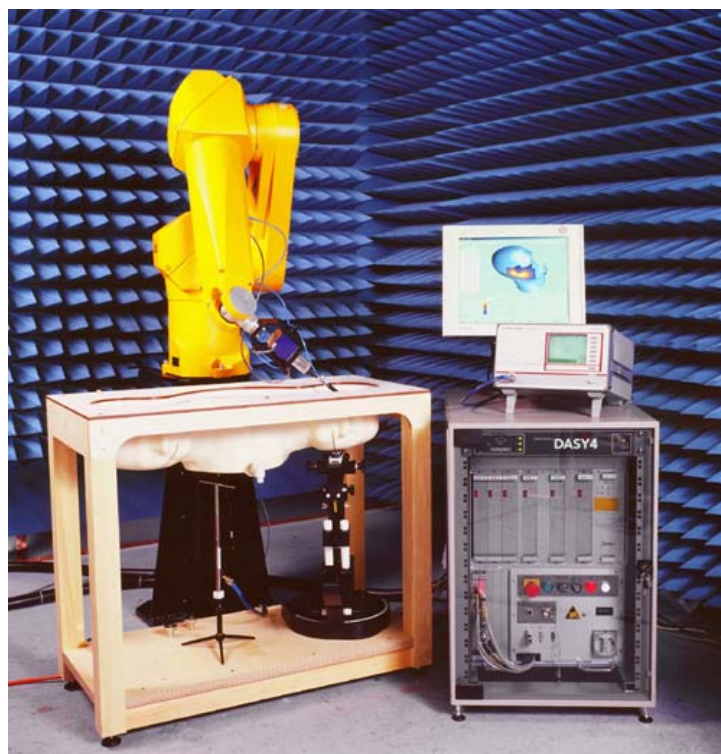


Abbildung 2: SAR-Meßsystem (Schmid & Partner Engineering AG, Zürich) mit Präzisionsroboter, flüssigkeitsgefülltem Phantom und Steuerungs- und Datenerfassungseinheit.)

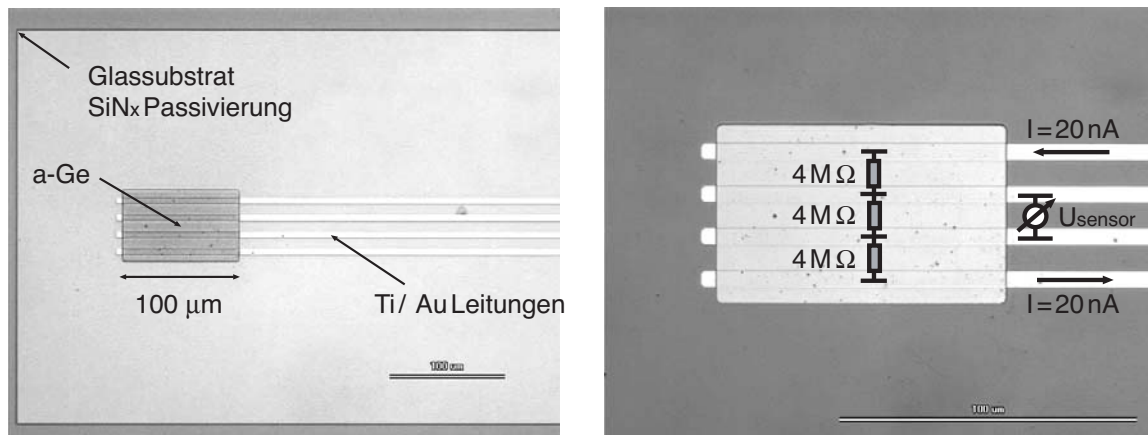


Abbildung 3: Prinzipieller Aufbau (links) und Prinzipschaltung (rechts) des Thermistors einer Miniaturthermosonde

3 Entwicklung hochaufgelöster numerischer Kopfmodelle für elektromagnetische und thermische Simulationen

3.1 Einführung

Für die Entwicklung der anatomischen Kopfmodelle werden Magnetresonanzaufnahmen dreier Kinder und Kryosektionsfotographien eines Erwachsenen [42] verwendet. Die Modelle werden in einem sogenannten „Compound“-Format erstellt, das die geometrischen Details der Originalaufnahmen erhält und freie Positionierung und Diskretisierung im Rechengitter erlaubt. Nähere Informationen zum „Compound“-Format und der Vorgehensweise bei der Segmentierung finden sich in [33].

Bei den anatomischen Modellen handelt es sich sowohl um vollständige Neuentwicklungen (Abschnitte 3.2 und 3.3) als auch um Weiterentwicklung bereits existierender Modelle (Abschnitte 3.4 und 3.5). Die folgenden Geweberegionen wurden bei der Segmentierung miteinbezogen bzw. verbessert oder ergänzt:

- Hippocampus
- Hypothalamus
- Pinealdrüse
- Auge
- Knochenmark im seitlichen Schädelknochen

Eine vollständige Übersicht der Gewebe und Organe der vier Modelle findet sich in Tabelle 2.

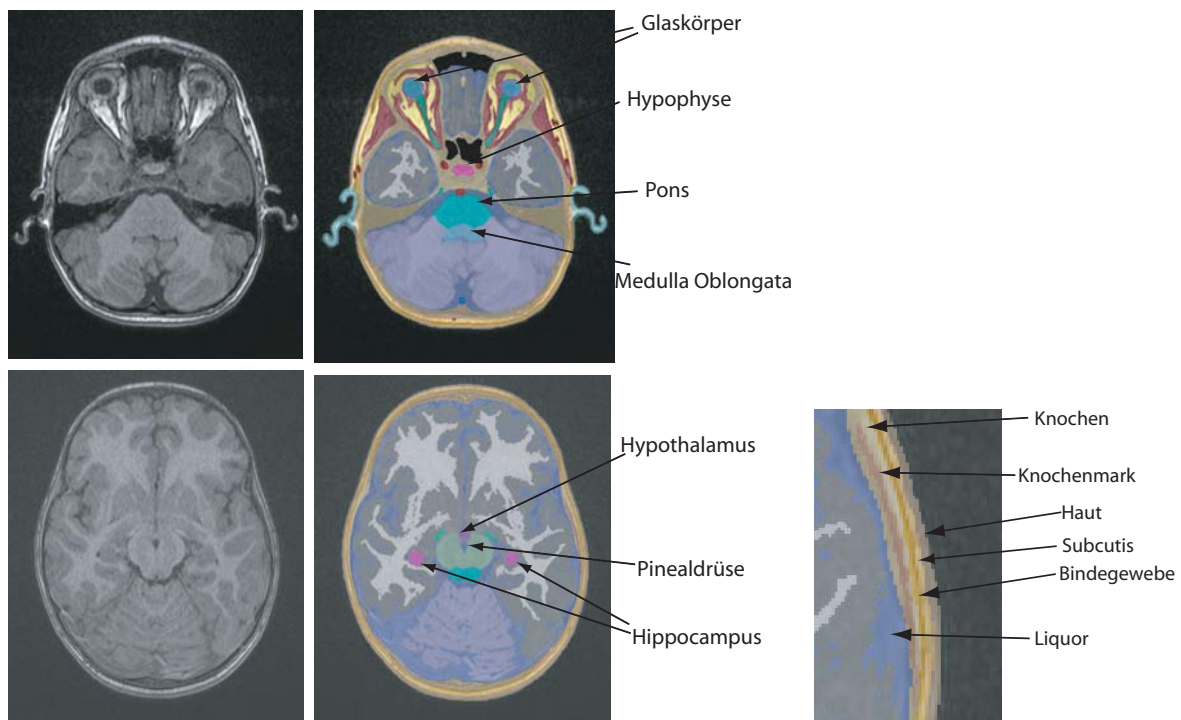
3.2 Sechsjähriger Junge der Virtual Family

Das anatomische Modell des Kopfes eines sechsjährigen Jungen (1,07 m Körpergröße, 17 kg Gewicht) wurde aus hochauflösenden Magnetresonanzaufnahmen erstellt. Diese Aufnahmen wurden für das Projekt „Virtual Family“ durchgeführt, das die Entwicklung von Ganzkörpermodellen zweier Kinder und zweier Erwachsener zum Ziel hat [43].

Die Aufnahmen wurden in axialer Richtung mit einer Auflösung von $0,5 \times 0,5 \text{ mm}^2$ mit T1-Kontrast durchgeführt. Der Abstand der einzelnen Schnittbilder des Kopfbereiches beträgt 1,0 mm. Abbildung 4.1 zeigt die Segmentierung zweier Schnittbilder, die die in Abschnitt 3.1 aufgeführten Hirnregionen enthalten. Die Segmentierung des Knochenmarks im seitlichen Schädelknochen ist in Abbildung 4.2 dargestellt. Abbildung 4 zeigt die dreidimensionale Rekonstruktion des Kopfes des Jungen sowie die Lage der für das Projekt relevanten Hirnregionen innerhalb des Schädels.

3.3 Elfjähriges Mädchen der Virtual Family

Das Kopfmodell eines elfjährigen Mädchens (1,48 m Körpergröße, 34 kg Gewicht) wurde ebenfalls aus für das Projekt „Virtual Family“ durchgeführten MR-Aufnahmen entwickelt. Die Auflösung der Schnittbilder entspricht denen des sechsjährigen Jungen (Abschnitt 3.2). Abbildungen 5 und 6 zeigen ein Beispiel einer segmentierten Magnetresonanzaufnahme und die dreidimensionale Rekonstruktion des Kopfes.



4.1: Segmentierung der MR-Aufnahmen des Kopfes des sechsjährigen Jungen

4.2: Segmentierung des Knochenmarks im seitlichen Schädelknochen

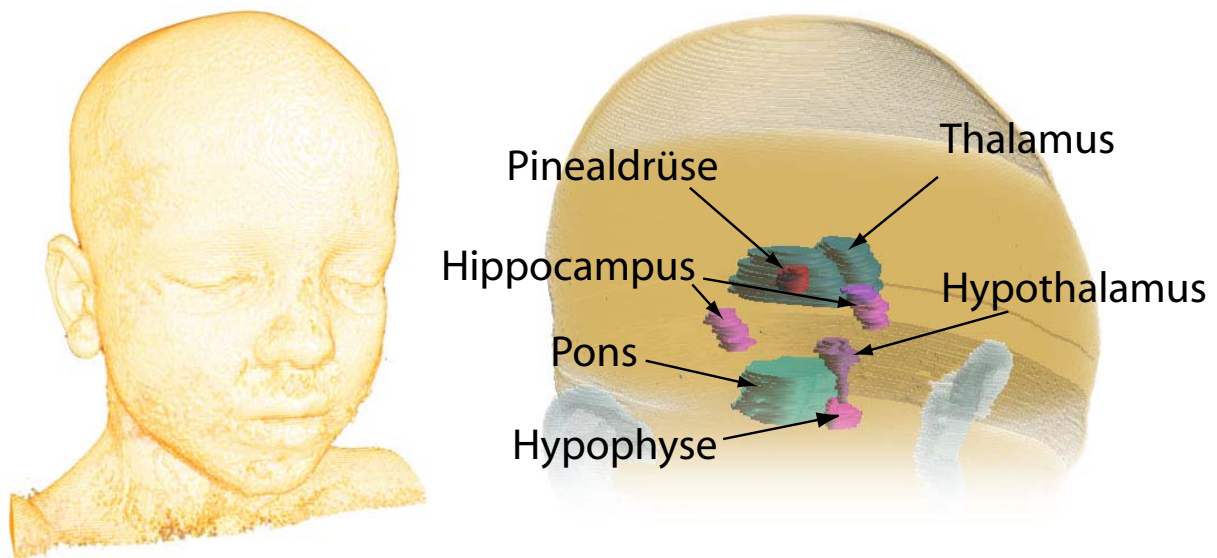


Abbildung 4: Dreidimensionale Ansicht des rekonstruierten Kopfes des sechsjährigen Jungen (links), Lage der Hirnregionen (rechts)

3.4 Dreijähriges Kind

Das Modell des Kopfes des dreijährigen Kindes wurde ursprünglich für die in [44] beschriebene Studie entwickelt. Es basiert auf Magnetresonananzaufnahmen in sagittaler Ebene mit einer Auflösung von $2,0 \times 2,0 \text{ mm}^2$ und 1,1 mm Abstand (Abbildung 7). Geschlecht, Körpergröße und Gewicht des Kindes sind nicht bekannt. Die dreidimensionale Rekonstruktion des Kopfes und

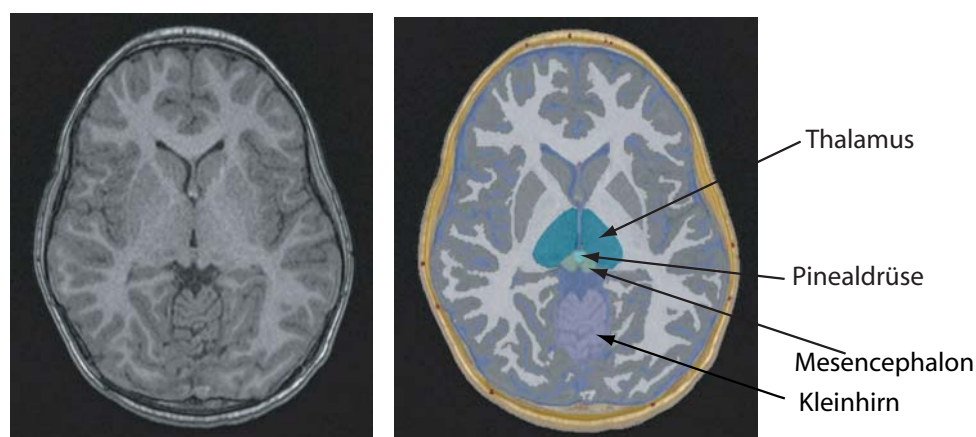


Abbildung 5: Segmentierung der MR-Aufnahmen des Kopfes des elfjährigen Mädchens

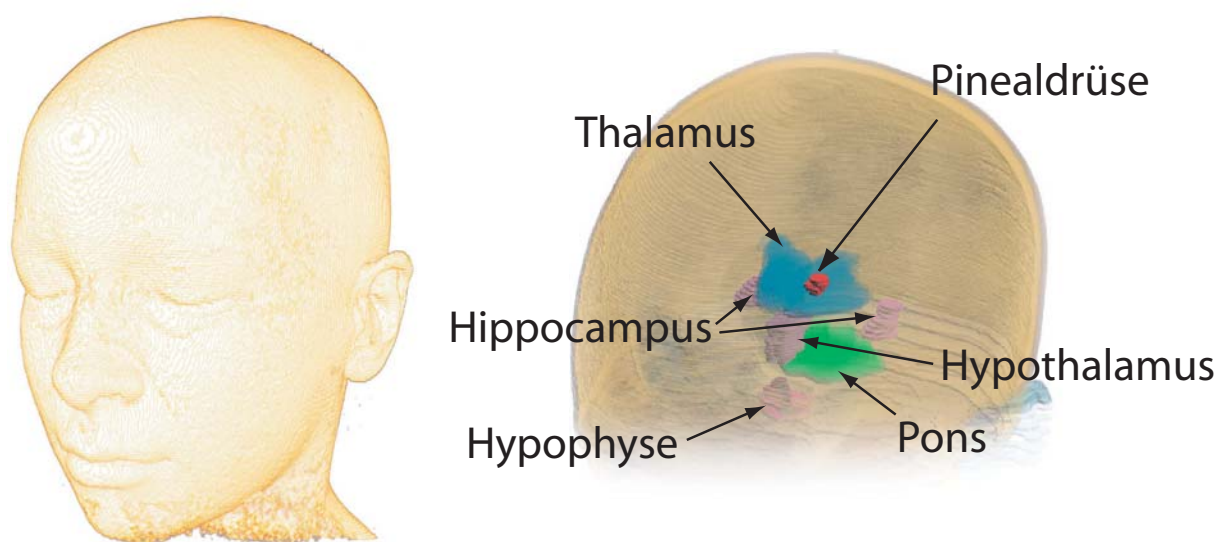


Abbildung 6: Dreidimensionale Ansicht des rekonstruierten Kopfes des elfjährigen Mädchens (links), Lage der Hirnregionen (rechts)

die Lage der relevanten Hirnregionen sind in Abbildung 8 dargestellt.

3.5 Männlicher Erwachsener des Visible Human Projektes

Für das Kopfmodell des männlichen Erwachsenen wurden die Kryosektionsfotographien des „Visible Human“-Projektes verwendet [42]. Aufgrund der hohen Auflösung der axialen Schnittbilder $0,3 \times 0,3 \text{ mm}^2$ und der farbigen Darstellung ist die hochgenaue Segmentierung kleinster Geweberegionen möglich (Abbildung 9). Der Abstand der Schnittbilder beträgt 1,0 mm. In Abbildung 10 sind die dreidimensionale Rekonstruktion des Kopfes sowie die Lage der relevanten Hirnregionen innerhalb des Schädels dargestellt.

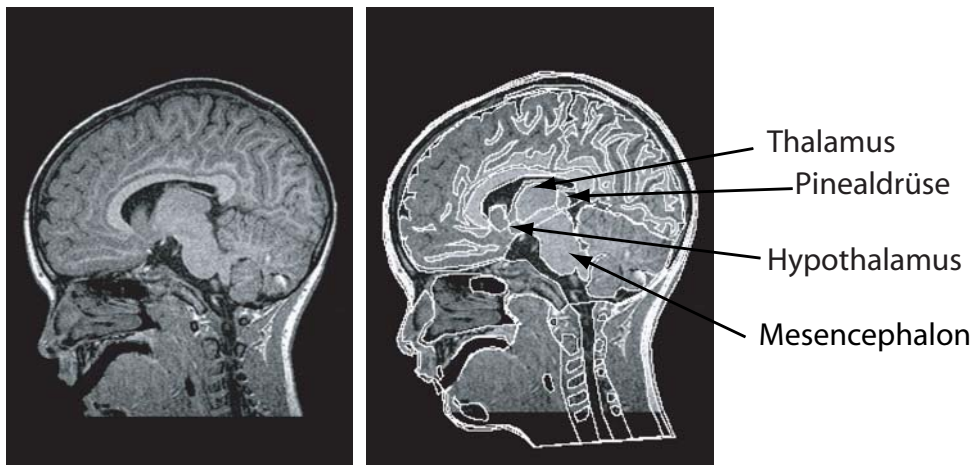


Abbildung 7: Segmentierung der MR-Aufnahmen des Kopfes des dreijährigen Kindes

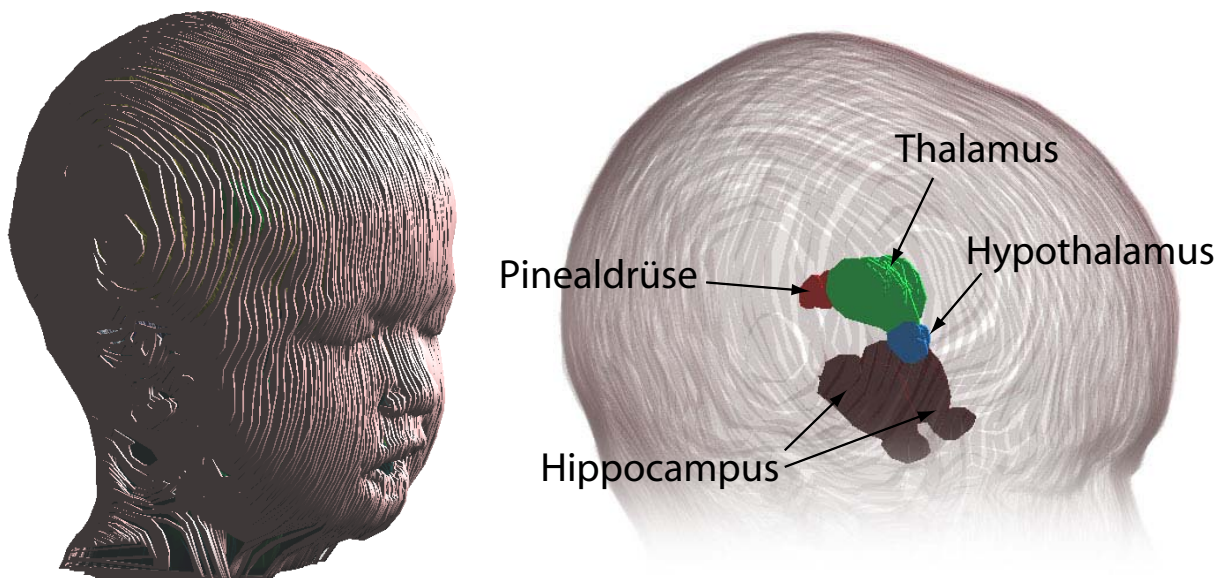


Abbildung 8: Dreidimensionale Ansicht des rekonstruierten Kopfes des dreijährigen Kindes (links), Lage der Hirnregionen (rechts)

3.6 Lage der zu untersuchenden Gehirnregionen

Die Abstände der zu untersuchenden Regionen des Gehirns sowie der Augen zum Eingang des Gehörgangs sind in Abbildung 11 gegeben. Sämtliche Untersuchungen wurden nach den in [1, 2, 3] definierten Positionen „Touch“ und „Tilted“ durchgeführt. Die Position „Touch“ entspricht der Haltung des Telefons bei normaler Benutzung. Bei der Position „Tilted“ wird das Telefon um 15° vom Mund weg um das Ohr gedreht, so daß der Abstand der Antenne zum Hinterkopf verringert wird. Die Positionierung der Telefone an die anatomischen Kopfmodelle erfolgte nach dem in [45] beschriebenen Verfahren.

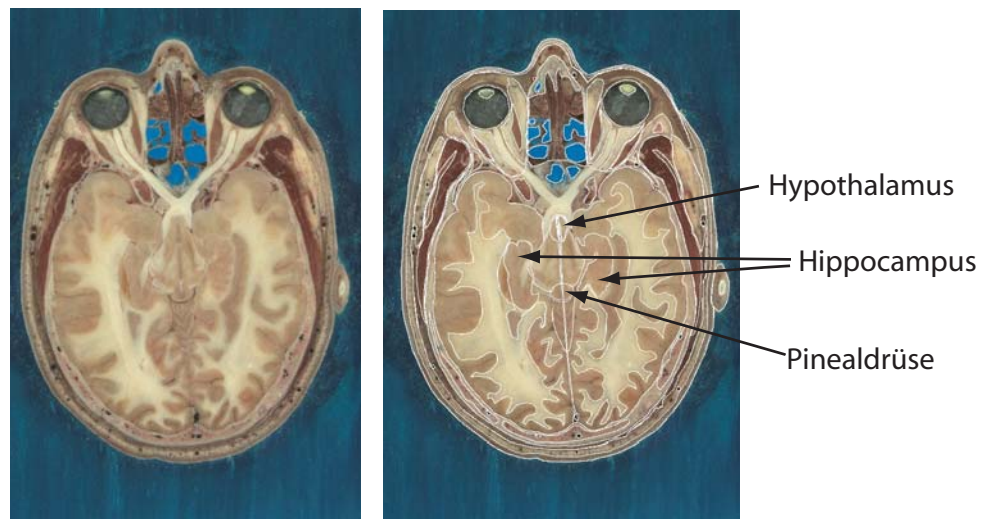


Abbildung 9: Segmentierung der Kryosektionsaufnahmen des Kopfes des männlichen Erwachsenen

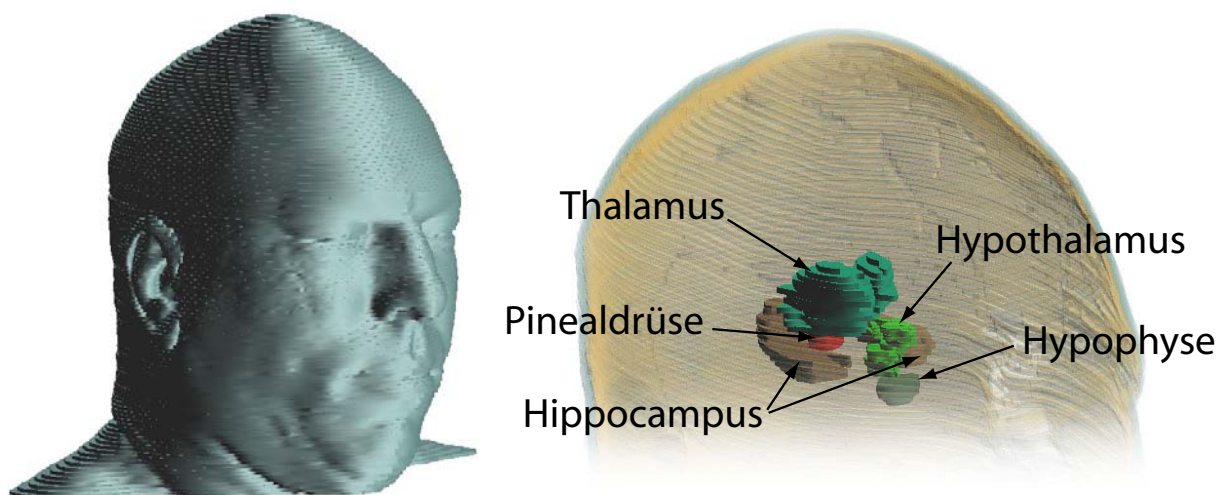


Abbildung 10: Dreidimensionale Ansicht des rekonstruierten Kopfes des männlichen Erwachsenen (links), Lage der Hirnregionen (rechts)

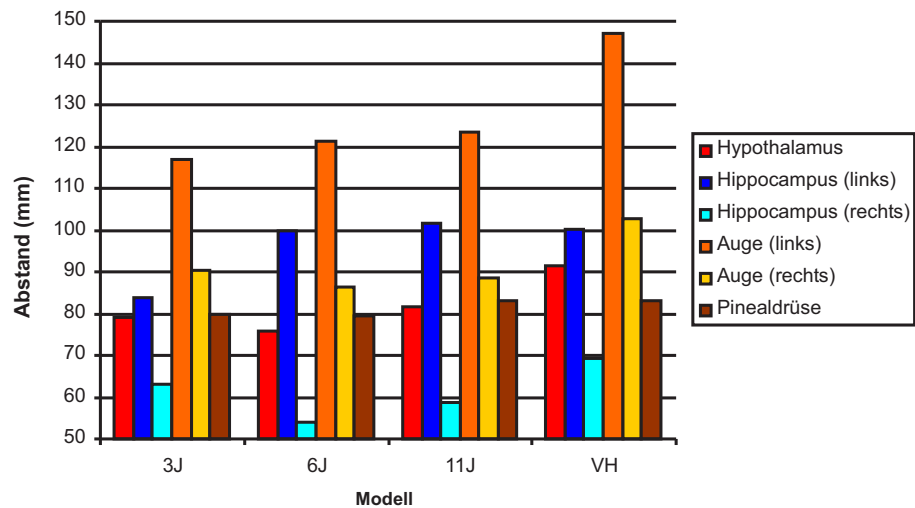


Abbildung 11: Abstände der einzelnen Regionen zum Eingang des Gehörgangs

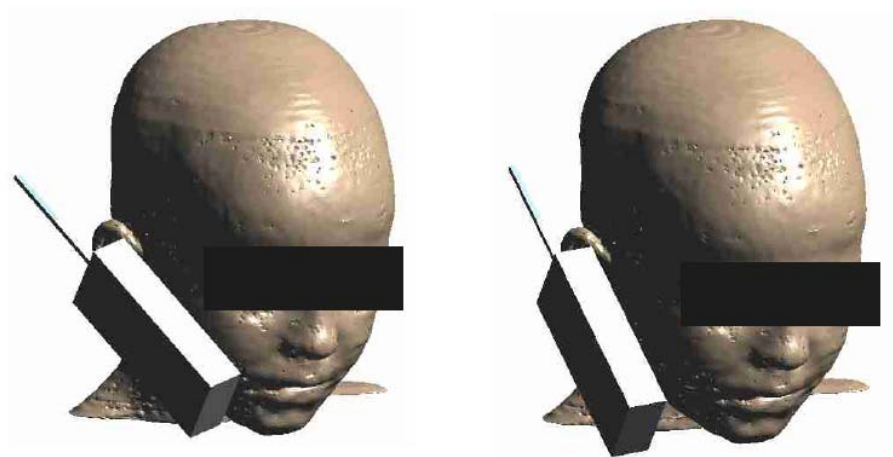


Abbildung 12: Positionierung des generischen Telefons am Kopfmodell des sechsjährigen Jungen nach [3] in „Touch“-Position (links) und „Tilted“-Position rechts

Gewebe bzw. Organ	sechsjähriger Junge	elfjähriges Mädchen	männlicher Erwachsener	dreijähriges Kind
Bindegewebe	×	×	×	×
Blutgefäße	×	×	×	×
Epiglottis			×	
Fett	×	×	×	×
Glaskörper	×	×	×	×
Graue Hirnmasse	×	×	×	×
Haut	×	×	×	×
Hippocampus	×	×	×	×
Hornhaut	×	×		×
Hypophyse	×	×	×	
Hypothalamus	×	×	×	×
Kleinhirn	×	×	×	×
Knochen	×	×	×	×
Knochenmark	×	×	×	×
Knorpel	×	×	×	×
Linse	×	×	×	×
Liquor	×	×	×	×
Lufteinschlüsse	×	×	×	×
Mandeln			×	
Medulla Oblongata	×	×		
Mesencephalon	×	×	×	×
Muskeln	×	×	×	×
Nerven	×	×	×	×
Pinealdrüse	×	×	×	×
Pons	×	×		
Speicheldrüse			×	
Subkutanes Fettgewebe	×	×	×	×
Thalamus	×	×	×	×
Weißer Hirnmasse	×	×	×	×
Zähne	×	×	×	×
Zunge	×	×	×	

Tabelle 2: Segmentierte Organe und Gewebe der einzelnen Kopfmodelle

4 Numerische Bestimmung der SAR unter Berücksichtigung altersabhängiger Eigenschaften

4.1 Altersabhängige dielektrische Parameter

Während zahlreiche ältere Studien von signifikanten altersabhängigen Änderungen der dielektrischen Eigenschaften biologischer Gewebe berichten [14, 15, 16], sind bisherige Aussagen über deren Auswirkungen auf die Absorption elektromagnetischer Felder allenfalls spekulativ [46]. Eine aktuelle Publikation schlägt Näherungsformeln vor, um die altersabhängigen Änderungen der Gewebeparameter abzuschätzen [47]. Die mit diesen Parametern durchgeführten Berechnungen zeigen jedoch keinen eindeutigen Zusammenhang zwischen Alter und Absorption.

In einer kürzlich durchgeführten Studie wurden die dielektrischen Parameter zahlreicher Gewebe von Schweinen verschiedener Alters- bzw. Gewichtsklassen in einem Frequenzbereich von 50 MHz bis 20 GHz experimentell bestimmt [48]. Die Schweine wogen 10 kg, 50 kg und 250 kg, was einem ungefähren Alter von 35, 100 und 600 Tagen entspricht. Die unmittelbare Übertragung dieser Angaben auf den Menschen ist zwar nicht möglich. Man kann jedoch davon ausgehen, daß sie den Bereich vom Neugeborenen bis zum Erwachsenen abdecken.

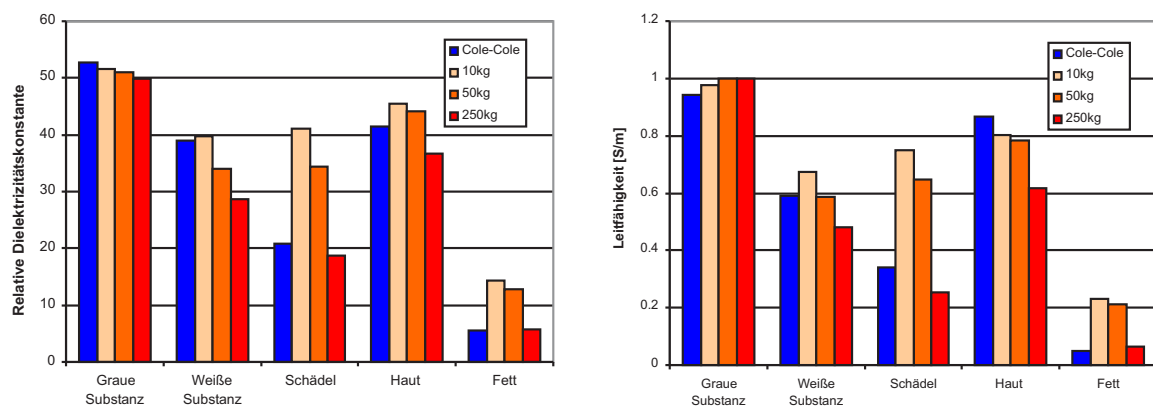


Abbildung 13: Altersabhängige Unterschiede der dielektrischen Gewebeeigenschaften von Schweinen verschiedener Gewichts- bzw. Altersklassen

Abbildung 13 zeigt die für die Bestimmung der Absorption im Kopf wesentlichen Parameter der verschiedenen Altersklassen bei 900 MHz im Vergleich zum gebräuchlichen Cole-Cole-Modell [49]. Während Gewebe mit hohem Wassergehalt nur geringe Änderungen aufweisen, findet sich für Knochen, Fett und Knochenmark (Abbildung 52 in Abschnitt 4.3.3) ein mit zunehmendem Alter deutlicher Rückgang der Permittivität und der elektrischen Leitfähigkeit, wobei die bei 250 kg ermittelten Werte in der Regel denen des Cole-Cole Modells am nächsten liegen.

4.2 Modelle der Mobiltelefone

Um möglichst allgemeine Aussagen zur Belastung durch Mobiltelefone machen zu können, werden in dieser Studie Geräte mit drei verschiedenen Antennentypen verwendet (Abbildung 14):

- generisches Telefon mit Monopolantenne
- generisches Telefon mit integrierter Zweibandantenne
- Motorola Timeport T 250 mit Helixantenne



Abbildung 14: Telefonmodelle von links nach rechts: generisches Telefon mit Monopolantenne für 900 MHz [50], generisches Telefon mit integrierter Zweibandantenne [51], Motorola Timeport T250 [52]

Zur experimentellen Überprüfung der Ergebnisse, wurden zwei generische Telefone mit Monopolantennen nach den Angaben aus [50] gefertigt (Abbildung 15). Zur Validierung der Modelle wurde ihre Fußpunktimpedanz sowie die SAR im SAM-Phantom nach [2] gemessen.¹ Abbildungen 16-18 zeigen den Vergleich der Meßergebnisse mit den Simulationsdaten. Die generischen Telefone wurden zwar ursprünglich für den Betrieb bei 835 MHz bzw. 1900 MHz entworfen. Ihr Impedanzverlauf erlaubt aber auch den Betrieb bei 900 MHz und 1800 MHz.

Das generische Telefon mit integrierter Zweibandantenne wird als Benchmark für die sich zur Zeit in Entwicklung befindenden Standards zur Typprüfung mit numerischen Verfahren [51] verwendet. Die Entwicklung und Validierung des Modells des Motorola Timeport T250 ist in [52] ausführlich beschrieben.

In Abbildungen 19—21 ist die Peak Spatial Average SAR der drei Telefonmodelle in einem Flachphantom bei Betrieb im GSM900- und GSM1800-Band dargestellt. Die roten Quadrate in den Abbildungen zeigen die Lage des Maximums der 1 g Peak Spatial Average SAR an. Dieses befindet sich bei Betrieb im GSM900-Band bei allen Geräten typischerweise etwa in der Gehäusemitte. Im 1800 MHz Band liegt es beim Gehäuseoberteil oder am Antennenfußpunkt (Monopolantenne).

¹Bei diesen Simulationen und denen in Abschnitt 6 wurden die dielektrischen Verluste des Gehäusematerials berücksichtigt. Für die Simulationen in Abschnitt 4.3 wurden alle generischen Telefonmodelle als verlustlos angenommen.

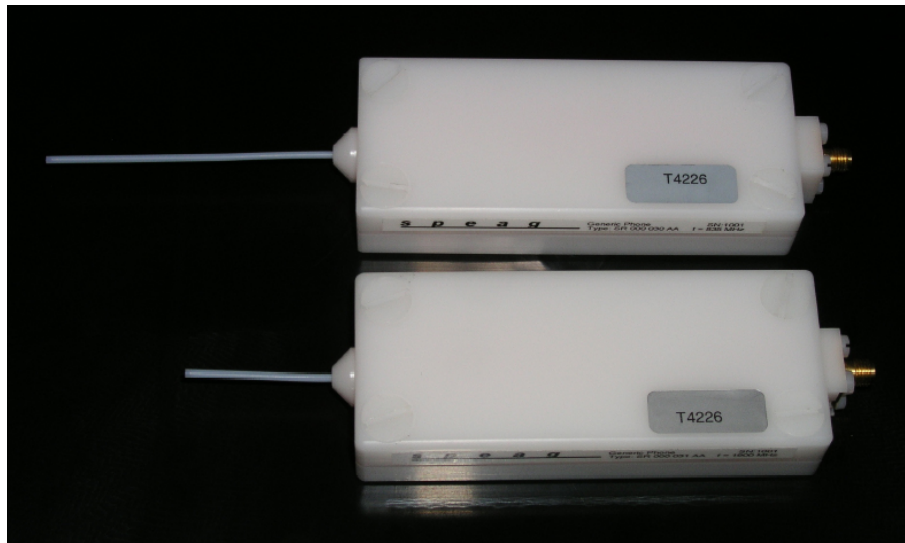


Abbildung 15: Nach den Angaben in [50] gefertigte generische Telefone mit Monopolantennen für die Bänder GSM900 und GSM1800

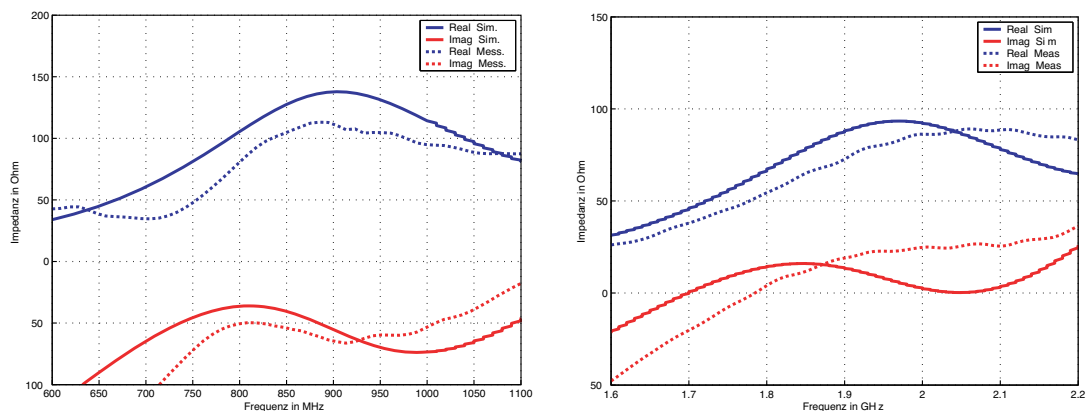


Abbildung 16: Gemessene und simulierte Fußpunktimpedanz des generischen Mobiltelefons mit Monopolantenne für 900 MHz (links) und 1800 MHz (rechts)

4.3 Einfluß altersabhängiger dielektrischer Eigenschaften auf die SAR

4.3.1 Peak Spatial Average SAR

Zur Bestimmung des Einflusses der altersbedingten Veränderungen der Gewebeparameter wurden alle vier Köpfe (dreijähriges Kind, sechsjähriges Kind, elfjähriges Kind, Erwachsener) mit allen vier in Abschnitt 4.1 besprochenen Datensätzen der Gewebeparameter (Cole-Cole, 10 kg, 50 kg, 250 kg) bestimmt. Es wurden alle drei Telefonmodelle (Abschnitt 4.2) bei 900 MHz und 1800 MHz in den Positionen „Touch“ und „Tilted“ simuliert.

Abbildungen 22 — 27 zeigt die nach [53] in einem würfelförmigen Volumen einer Masse von 10 g gemittelte Peak Spatial Average SAR für sämtliche Konfigurationen im Verhältnis zur mit dem SAM Phantom ermittelten 10 g Peak Spatial Average SAR (Compliance Value).² In der Mehrzahl

²Der in [53] beschriebene Algorithmus bestimmt für jedes aus Gewebe bestehende Voxel des Rechengitters ein würfelförmiges Mittelungsvolumen einer bestimmten Masse (hier 10 g). Liegt ein Voxel so weit im Gewebeerinneren, daß der Würfel vollständig mit Gewebe gefüllt werden kann, wird er um den Voxelmittelpunkt so lange ausgedehnt,

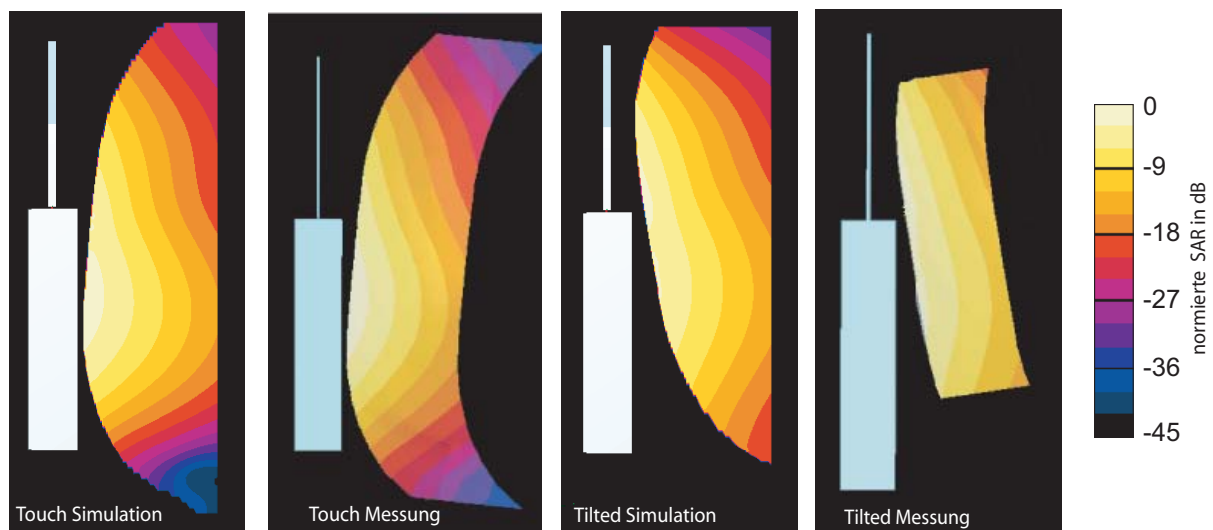


Abbildung 17: Gemessene und simulierte SAR des generischen Mobiltelefons mit Monopolanterenne im GSM900-Band am SAM-Phantom (0 dB entsprechen 9 W/kg in „Touch“-Position und 5 W/kg in „Tilted“-Position bei 1 W Speiseleistung.)

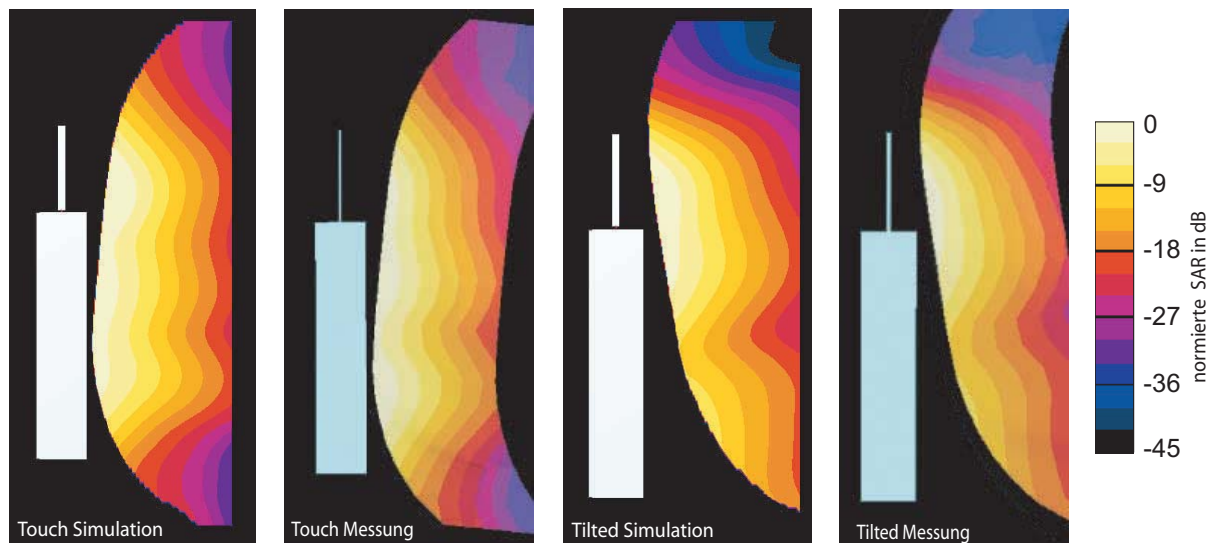


Abbildung 18: Gemessene und simulierte SAR des generischen Mobiltelefons mit Monopolanterenne im GSM1800-Band am SAM-Phantom (0 dB entsprechen 9 W/kg in „Touch“-Position und 14 W/kg in „Tilted“-Position bei 1 W Speiseleistung.)

der Fälle sind die durch die Gewebeparameter bedingten Schwankungen der SAR gering (< 1.5 dB). Die Unterschiede zwischen den einzelnen Kopfmodellen können in der Größenordnung von 3 dB liegen. Es läßt sich jedoch kein direkter Zusammenhang zwischen dem Alter bzw. der

bis er die Zielmasse erreicht. Läßt sich um ein Voxel kein Würfel konstruieren, der vollständig aus Gewebe besteht, wird diesem der Wert zugewiesen, der für ein bereits gemitteltes Voxel, in dessen Mittelungsvolumen er liegt, bestimmt wurde. Hierbei wird der Maximalwert der Mittelungsvolumen verwendet, die dieses Voxel beinhalten. Dies ist in der Regel bei am Rand des Körpers liegenden Gewebestrukturen der Fall. Um ein Voxel, das in keinem Mittelungsvolumen liegt, kann schließlich ein Volumen bestimmt werden, bei dem dieses Voxel auf der Oberfläche liegt. Dieses Volumen darf auch Luft einschließen.

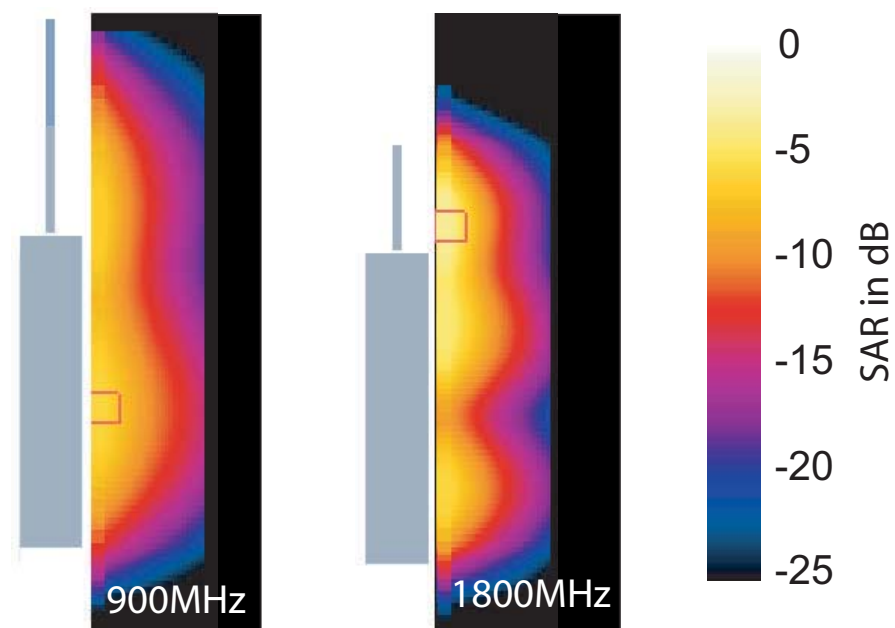


Abbildung 19: Verteilung der 1 g Peak Spatial SAR in einem mit gewebeähnlicher Flüssigkeit [2] gefülltem Flachphantom bei Belastung durch das generische Telefon mit Monopolantenne in 2 mm Abstand bei 900 MHz und 1800 MHz und 1 W Sendeleistung ($0 \text{ dB} \hat{=} 25 \text{ W/kg}$).

Leitfähigkeit der Gewebe beobachten. Gleiches gilt für die Größe der Kopfmodelle bzw. deren Alter. Dies bestätigt die Schlussfolgerung aus [45], daß die Beiträge individueller anatomischer Unterschiede wesentlich stärker zur SAR beitragen als die Größe des Kopfes.

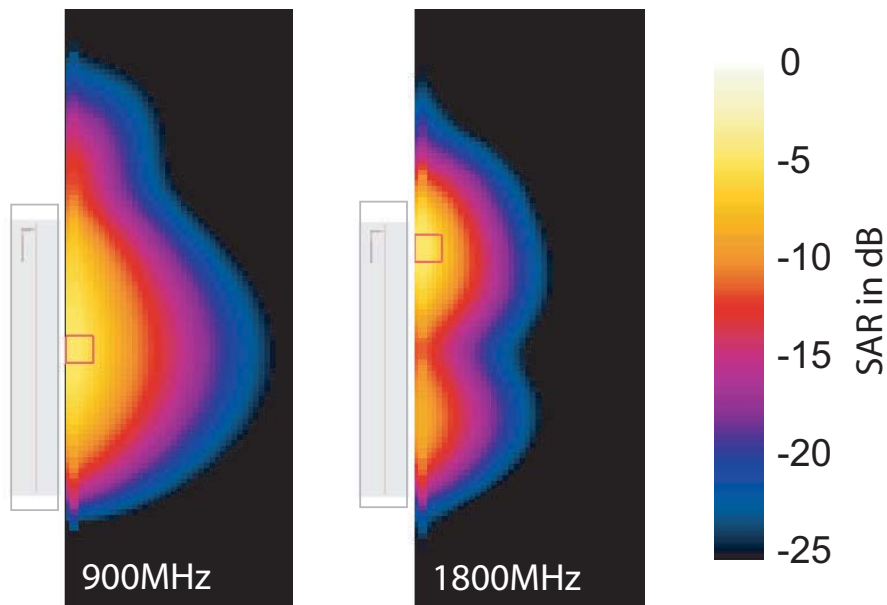


Abbildung 20: Verteilung der 1 g Peak Spatial SAR einem mit gewebesimulierender Flüssigkeit [2] gefülltem Flachphantom bei Belastung durch das generische Telefons mit integrierter Antenne in 2 mm Abstand bei 900 MHz und 1800 MHz und 1 W Sendeleistung ($0 \text{ dB} \hat{=} 25 \text{ W/kg}$).

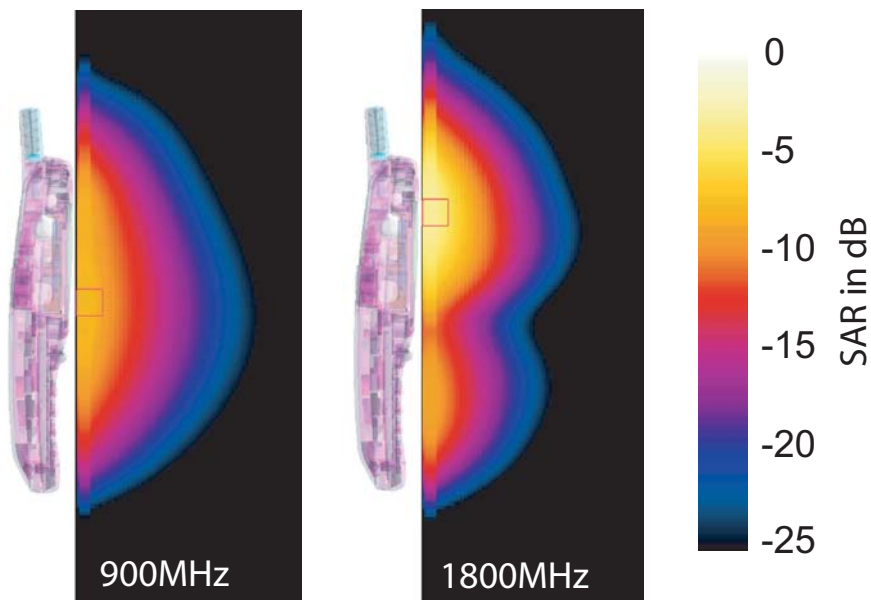


Abbildung 21: Verteilung der 1 g Peak Spatial SAR einem mit gewebesimulierender Flüssigkeit [2] gefülltem Flachphantom bei Belastung durch das Motorola Timeport T250 in 2 mm Abstand bei 900 MHz und 1800 MHz und 1 W Sendeleistung ($0 \text{ dB} \hat{=} 25 \text{ W/kg}$).

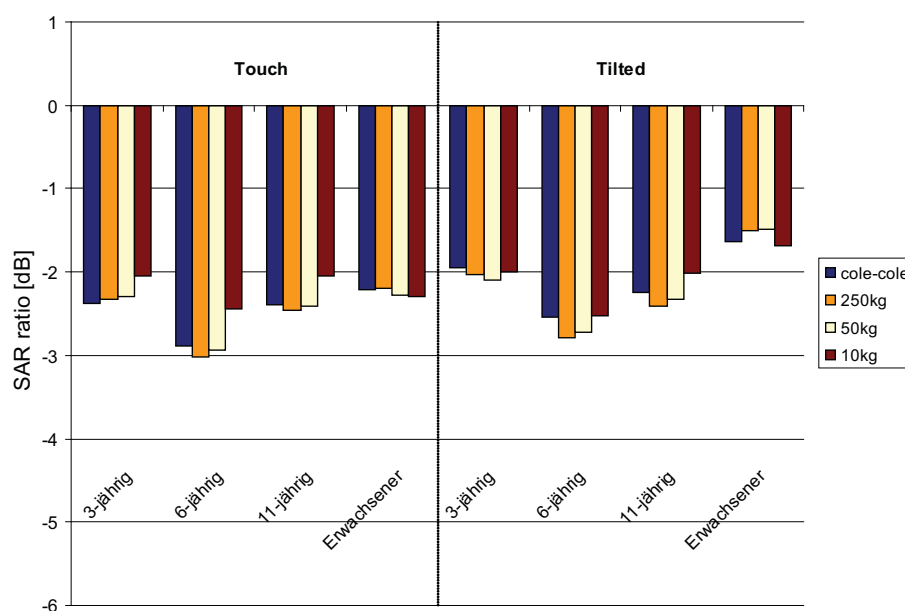


Abbildung 22: Verhältnis der $10\text{ g Peak Spatial Average SAR}$ bei Belastung durch das generische Telefon mit *Monopolantenne* bei 1 W Ausgangsleistung und 900 MHz im Vergleich zu 8,0 W/kg (10 g SAR Touch) und 4,2 W/kg (10 g SAR Tilted) für das SAM-Phantom

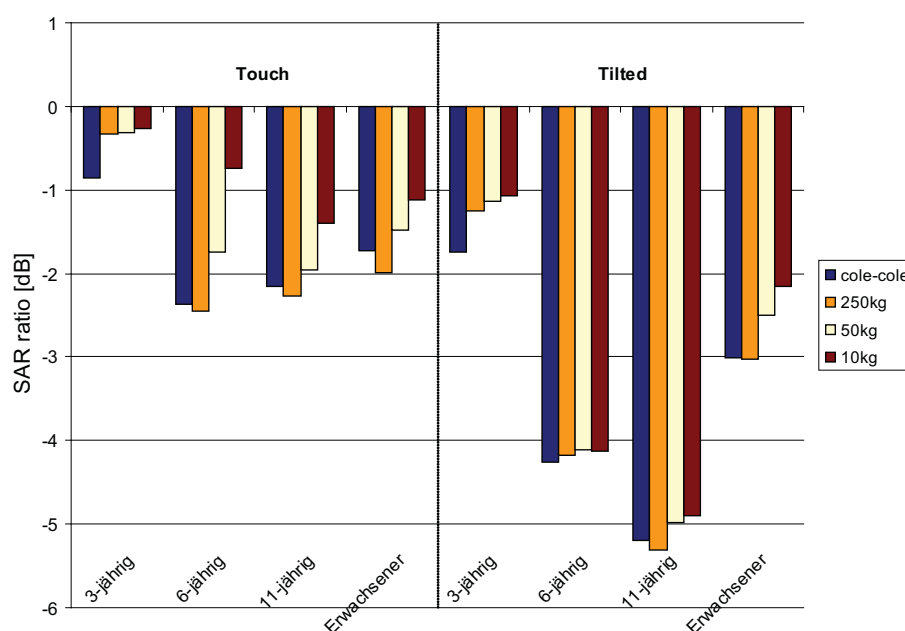


Abbildung 23: Verhältnis der $10\text{ g Peak Spatial Average SAR}$ bei Belastung durch das generische Telefon mit *Monopolantenne* bei 1 W Ausgangsleistung und 1800 MHz im Vergleich zu 5,3 W/kg (10 g SAR Touch) und 7,7 W/kg (10 g SAR Tilted) für das SAM-Phantom

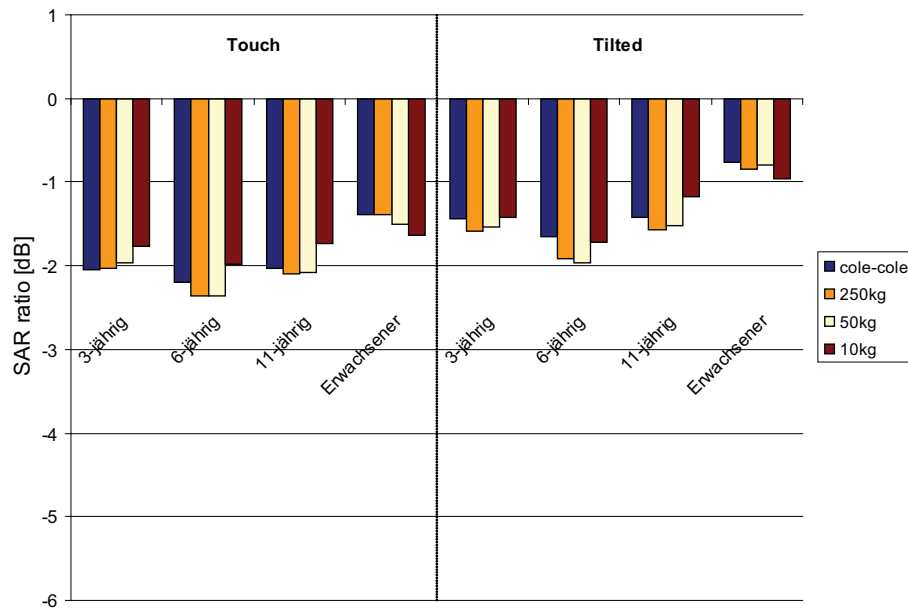


Abbildung 24: Verhältnis der $10\text{ g Peak Spatial Average SAR}$ bei Belastung durch das generische Telefon mit integrierter Antenne bei 1 W Ausgangsleistung und 900 MHz im Vergleich zu 6,7 W/kg (10 g SAR Touch) und 3,7 W/kg (10 g SAR Tilted) für das SAM-Phantom

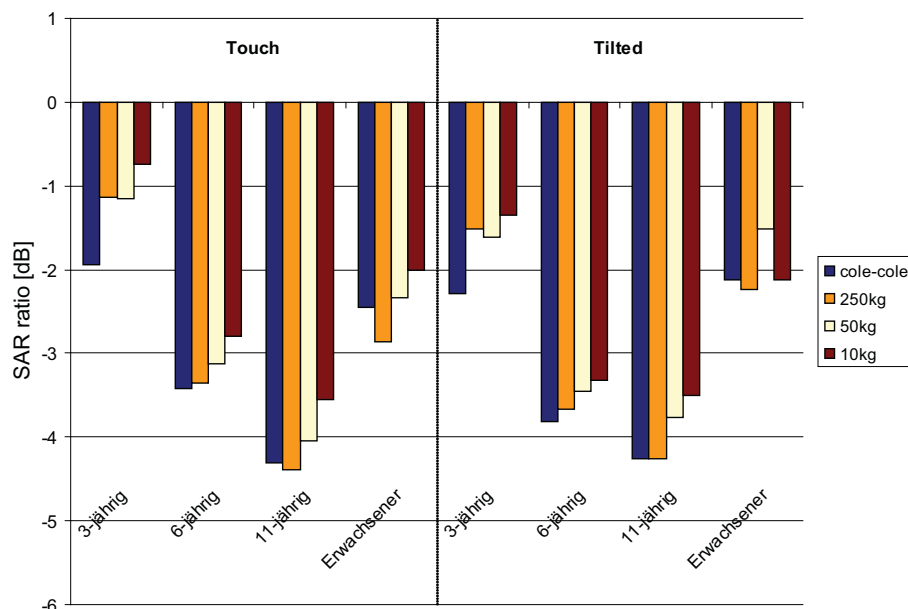


Abbildung 25: Verhältnis der $10\text{ g Peak Spatial Average SAR}$ bei Belastung durch das generische Telefon mit integrierter Antenne bei 1 W Ausgangsleistung und 1800 MHz im Vergleich zu 5,6 W/kg (10 g SAR Touch) und 5,0 W/kg (10 g SAR Tilted) für das SAM-Phantom

4.3.2 Belastung einzelner Hirnregionen

Die Belastung des Hypothalamus', des Auges, der Pinealdrüse und des Hippocampus' wurde für die bereits in Abschnitt 4.3.1 beschriebenen Konfigurationen ausgewertet.

Abbildungen 28 - 45 zeigen die in den verschiedenen Hirnregionen gemittelte SAR. Hierfür wurde Verlustleistung integriert und auf die gesamte Gewebemasse der jeweiligen Regionen bezogen. Die so bestimmte SAR wurde in den folgenden Abbildungen auf die 10 g Peak Spatial Average SAR des SAM-Phantoms in derselben Konfiguration (Telefonmodell, Position, Frequenz) bezogen. Dies ermöglicht sowohl den Vergleich der Belastung der einzelnen Regionen untereinander als auch die Abschätzung der absoluten Belastung für eine gegebene Peak Spatial Average SAR.

Eine allgemeine Abhängigkeit der SAR von der Altersklasse der Gewebeparameter bzw. deren dielektrischer Eigenschaften läßt sich nicht feststellen. Dennoch ist bei der Belastung einzelner Hirnregionen in der Regel eine Abnahme der Belastung von etwa 3 dB - 4 dB bei zunehmendem Alter zu beobachten. Bei den Augen können die Unterschiede auf über 6 dB ansteigen (Abbildungen 46 - 51).

Unter gewissen Unsicherheiten lassen sich die altersabhängigen Unterschiede der Belastung auf den Abstand zwischen Strahlungsquelle und der jeweiligen Hirnregion zurückführen (Abbildung 11). Beim Hypothalamus, bei den Hippocampi und den Augen entspricht ein geringerer Abstand in den meisten Fällen einer höheren Belastung. Bei der Pinealdrüse sind die Abstände aber bei allen Modellen ähnlich, und die Unterschiede der SAR der Pinealdrüse sind bei den einzelnen Modellen wesentlich geringer (Abbildungen 34 - 39).

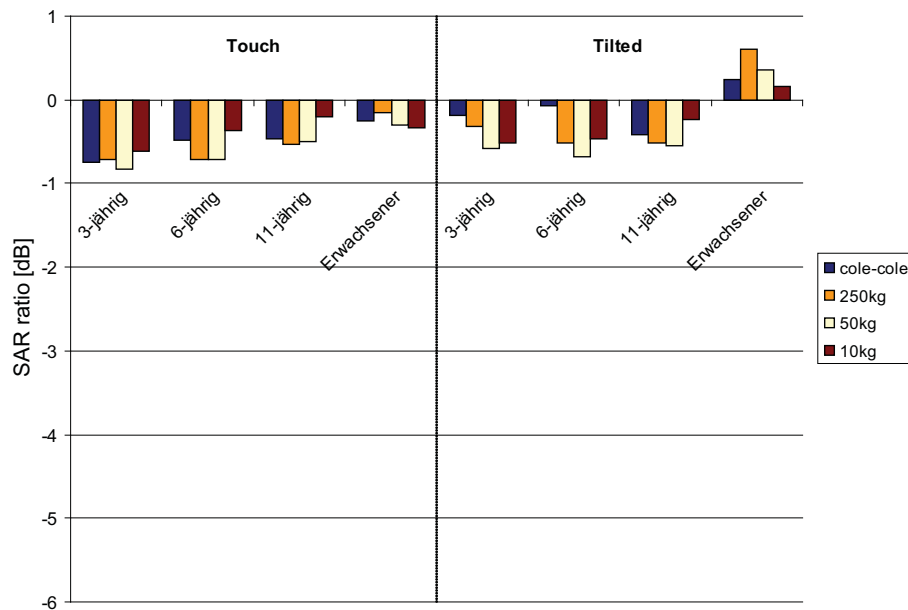


Abbildung 26: Verhältnis der *10 g Peak Spatial Average SAR* bei Belastung durch das *T250* bei Power Control Level 5 (PCL5, 32 dBm) und 900 MHz im Vergleich zu 0,67 W/kg (10 g SAR Touch) und 0,36 W/kg (10 g SAR Tilted) für das SAM-Phantom

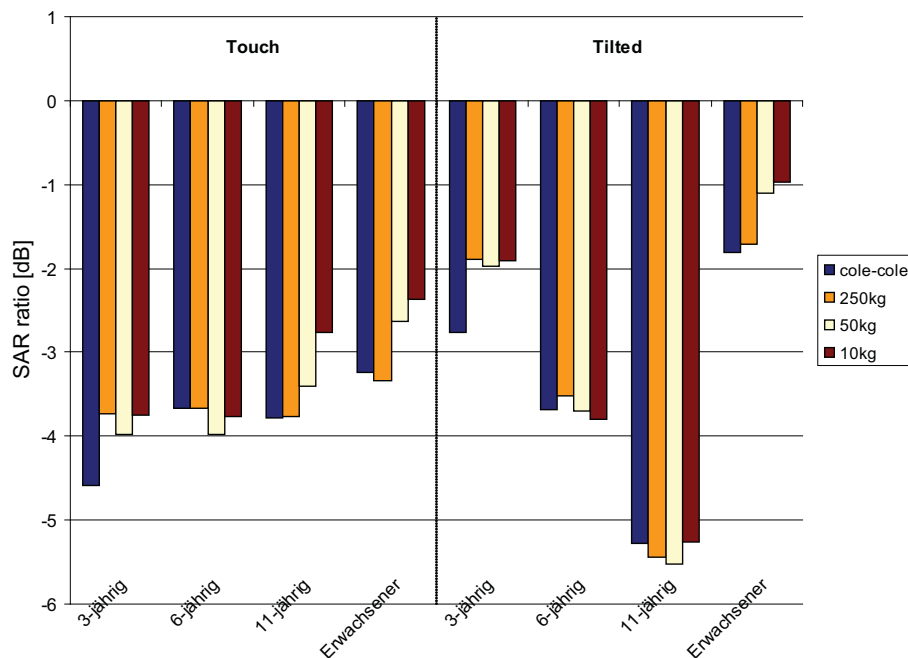


Abbildung 27: Verhältnis der *10 g Peak Spatial Average SAR* bei Belastung durch das *T250* bei Power Control Level 5 (PCL5, 32 dBm) und 1800 MHz im Vergleich zu 0,56 W/kg (10 g SAR Touch) und 0,42 W/kg (10 g SAR Tilted) für das SAM-Phantom

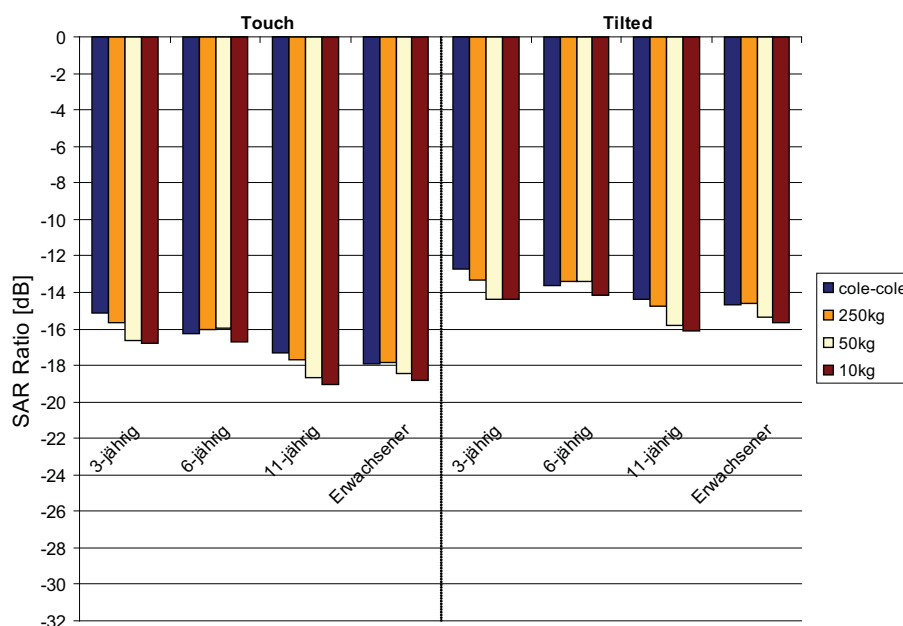


Abbildung 28: Verhältnis der SAR im Hypothalamus bei Belastung durch das generische Telefon mit Monopolantenne bei 1 W Ausgangsleistung und 900 MHz im Vergleich zu 8,0 W/kg (10 g SAR Touch) und 4,2 W/kg (10 g SAR Tilted) für das SAM-Phantom

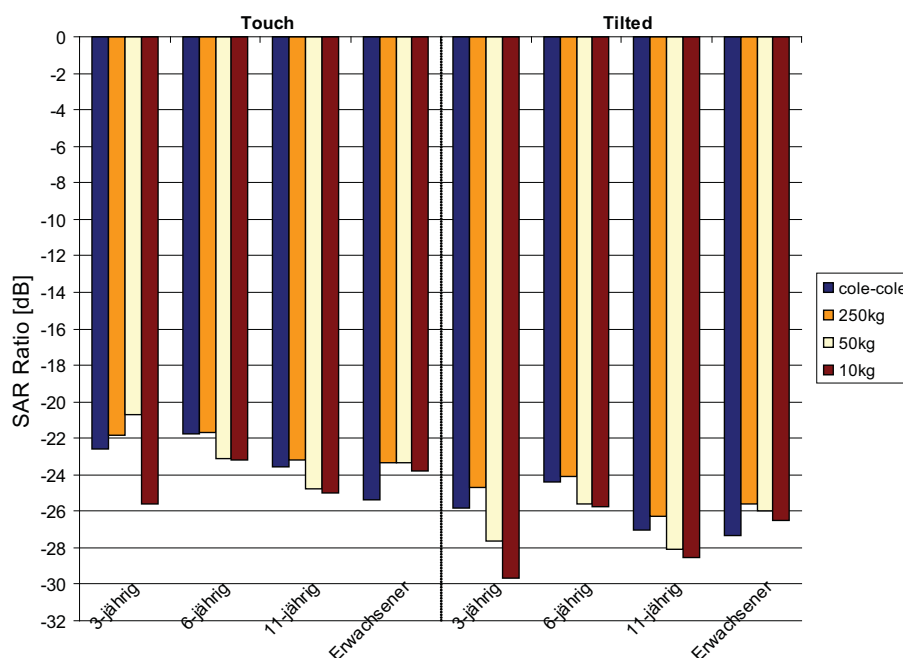


Abbildung 29: Verhältnis der SAR im Hypothalamus bei Belastung durch das generische Telefon mit Monopolantenne bei 1 W Ausgangsleistung und 1800 MHz im Vergleich zu 5,3 W/kg (10 g SAR Touch) und 7,7 W/kg (10 g SAR Tilted) für das SAM-Phantom

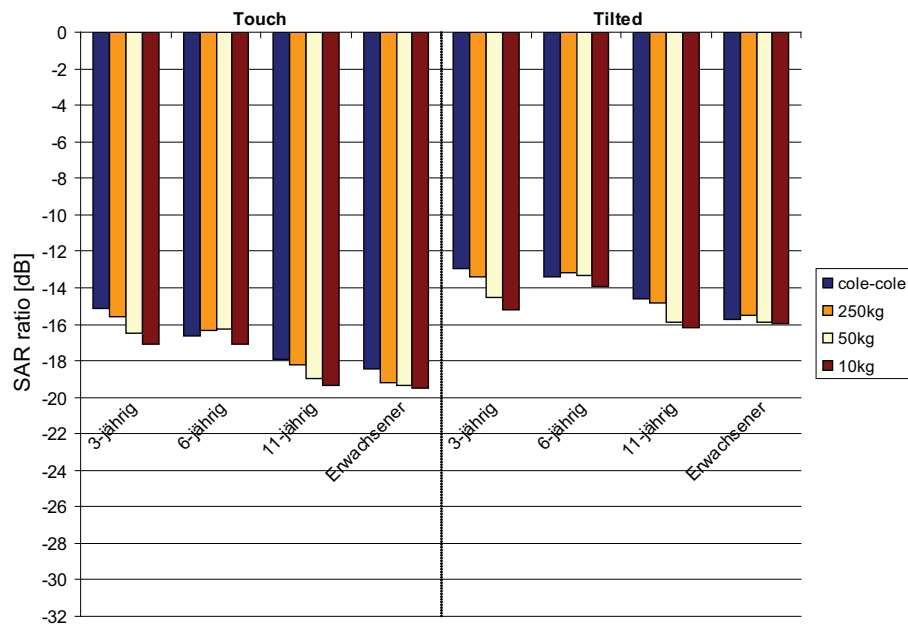


Abbildung 30: Verhältnis der SAR *im Hypothalamus* bei Belastung durch das generische Telefon mit *integrierter Antenne* bei 1 W Ausgangsleistung und 900 MHz im Vergleich zu 6,7 W/kg (10 g SAR Touch) und 3,7 W/kg (10 g SAR Tilted) für das SAM-Phantom

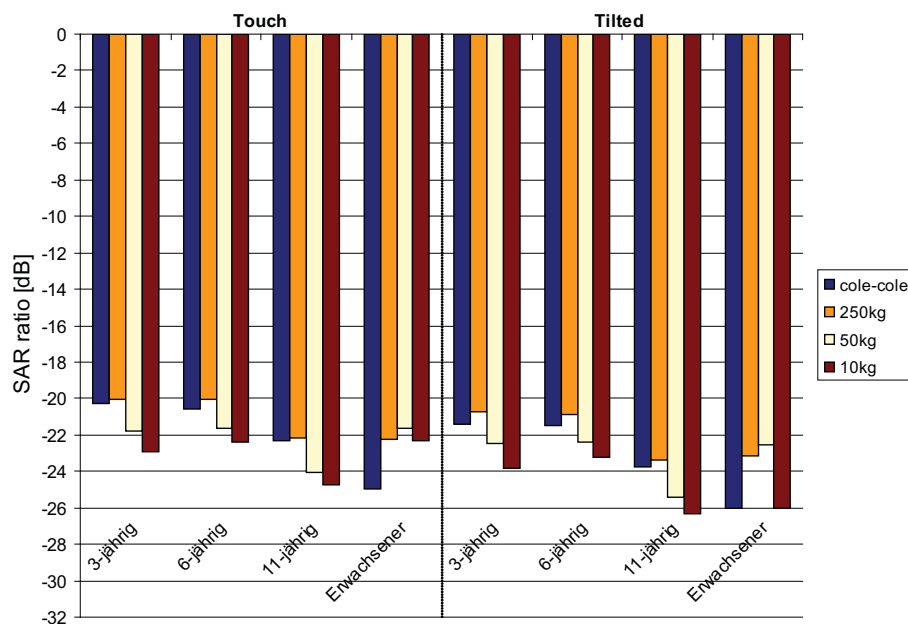


Abbildung 31: Verhältnis der SAR *im Hypothalamus* bei Belastung durch das generische Telefon mit *integrierter Antenne* bei 1 W Ausgangsleistung und 1800 MHz im Vergleich zu 5,6 W/kg (10 g SAR Touch) und 5,0 W/kg (10 g SAR Tilted) für das SAM-Phantom

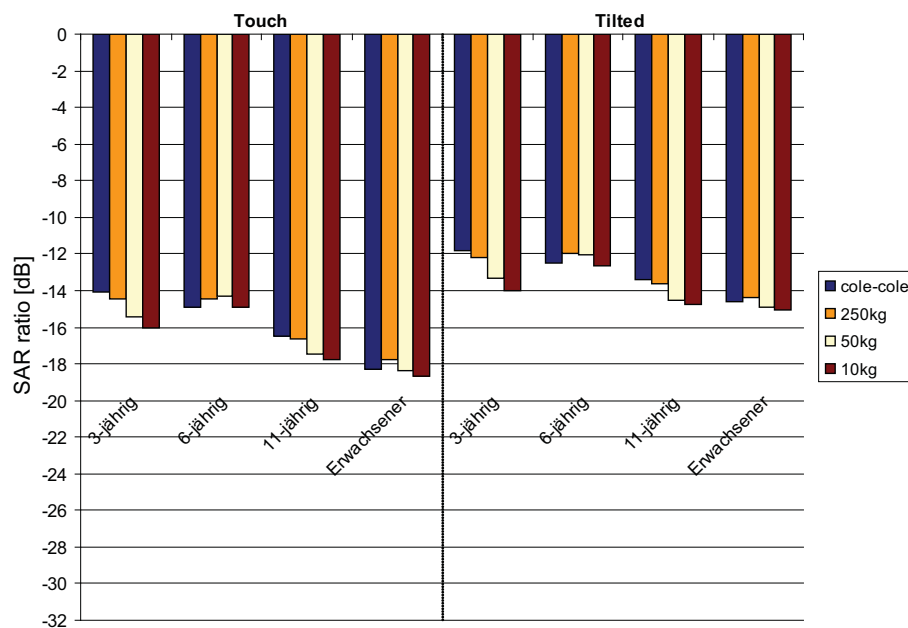


Abbildung 32: Verhältnis der SAR *im Hypothalamus* bei Belastung durch das *T250* bei Power Control Level 5 (PCL5, 32 dBm) und 900 MHz im Vergleich zu 0,67 W/kg (10 g SAR Touch) und 0,36 W/kg (10 g SAR Tilted) für das SAM-Phantom

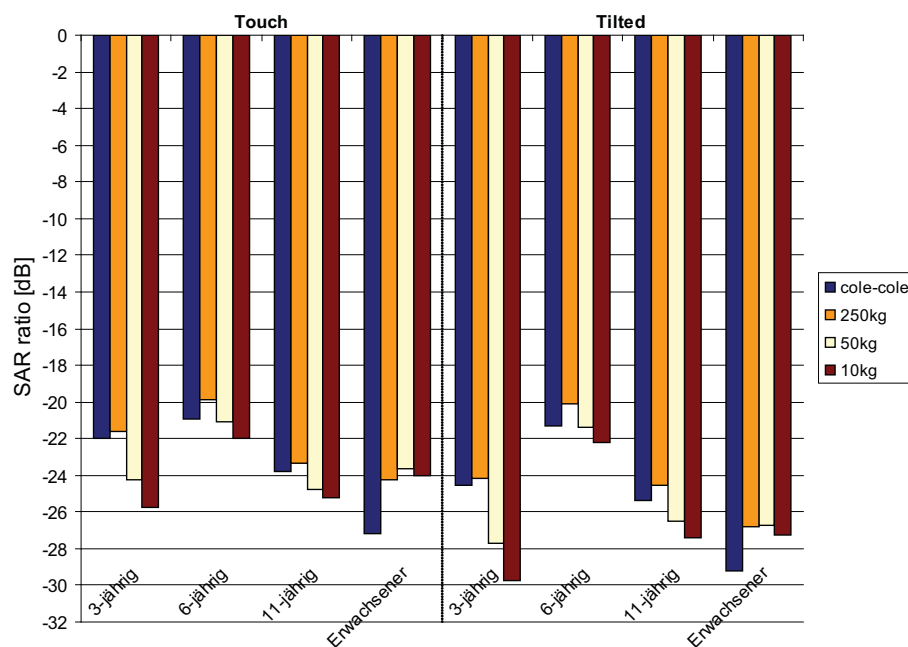


Abbildung 33: Verhältnis der SAR *im Hypothalamus* bei Belastung durch das *T250* bei Power Control Level 5 (PCL5, 32 dBm) und 1800 MHz im Vergleich zu 0,56 W/kg (10 g SAR Touch) und 0,42 W/kg (10 g SAR Tilted) für das SAM-Phantom

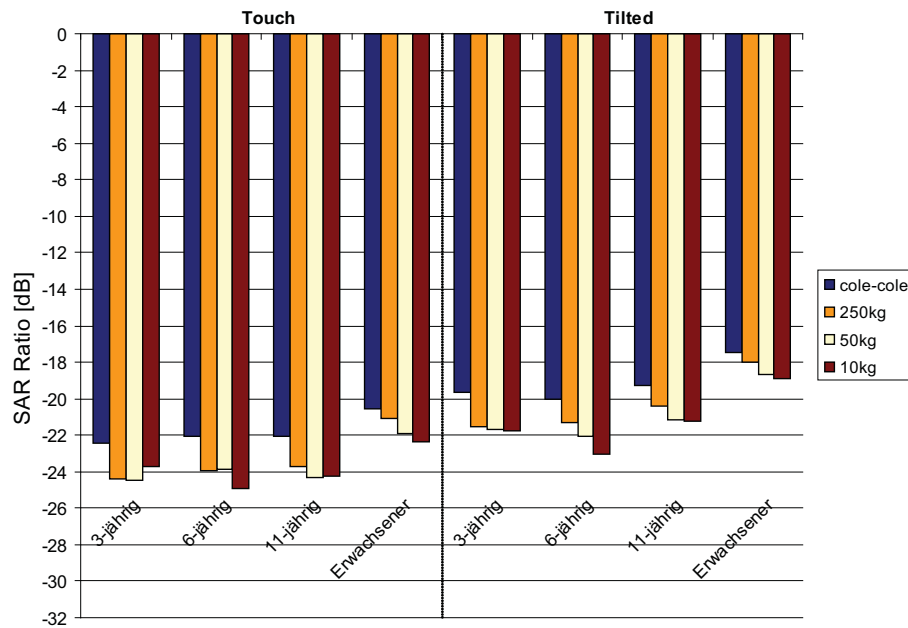


Abbildung 34: Verhältnis der SAR in der Pinealdrüse bei Belastung durch das generische Telefon mit *Monopolantenne* bei 1 W Ausgangsleistung und 900 MHz im Vergleich zu 8,0 W/kg (10 g SAR Touch) und 4,2 W/kg (10 g SAR Tilted) für das SAM-Phantom

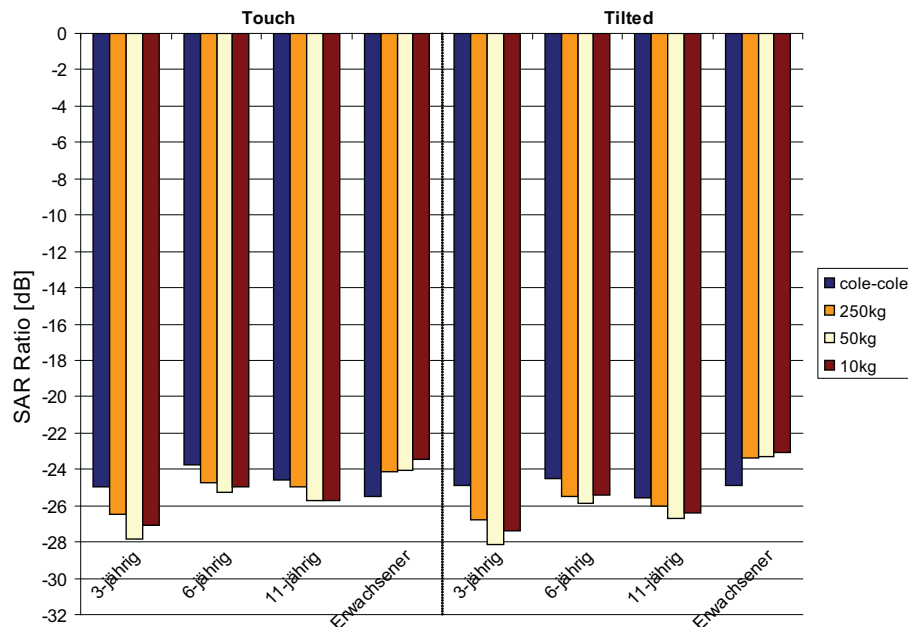


Abbildung 35: Verhältnis der SAR in der Pinealdrüse bei Belastung durch das generische Telefon mit *Monopolantenne* bei 1 W Ausgangsleistung und 1800 MHz im Vergleich zu 5,3 W/kg (10 g SAR Touch) und 7,7 W/kg (10 g SAR Tilted) für das SAM-Phantom

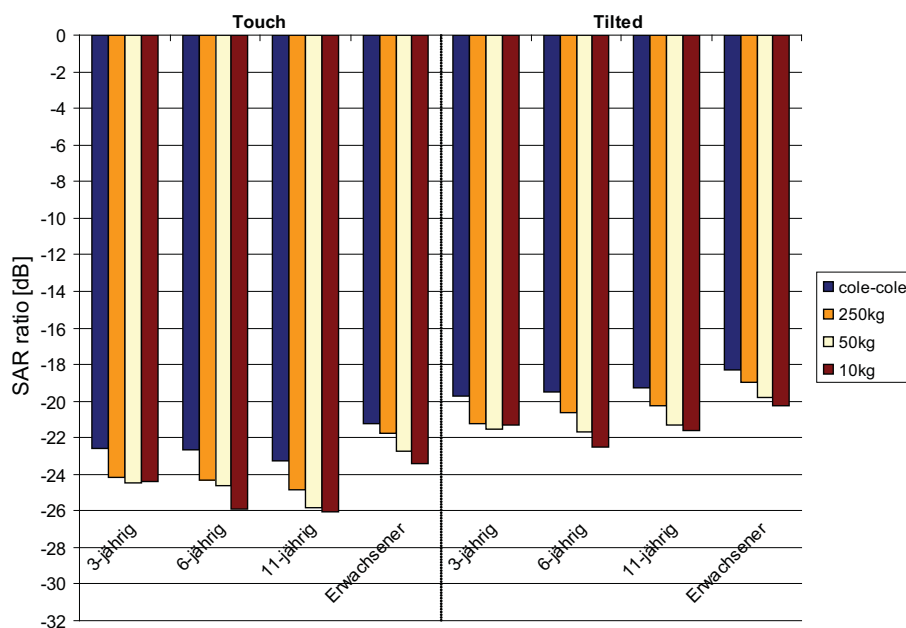


Abbildung 36: Verhältnis der SAR in der Pinealdrüse bei Belastung durch das generische Telefon mit integrierter Antenne bei 1 W Ausgangsleistung und 900 MHz im Vergleich zu 6,7 W/kg (10 g SAR Touch) und 3,7 W/kg (10 g SAR Tilted) für das SAM-Phantom

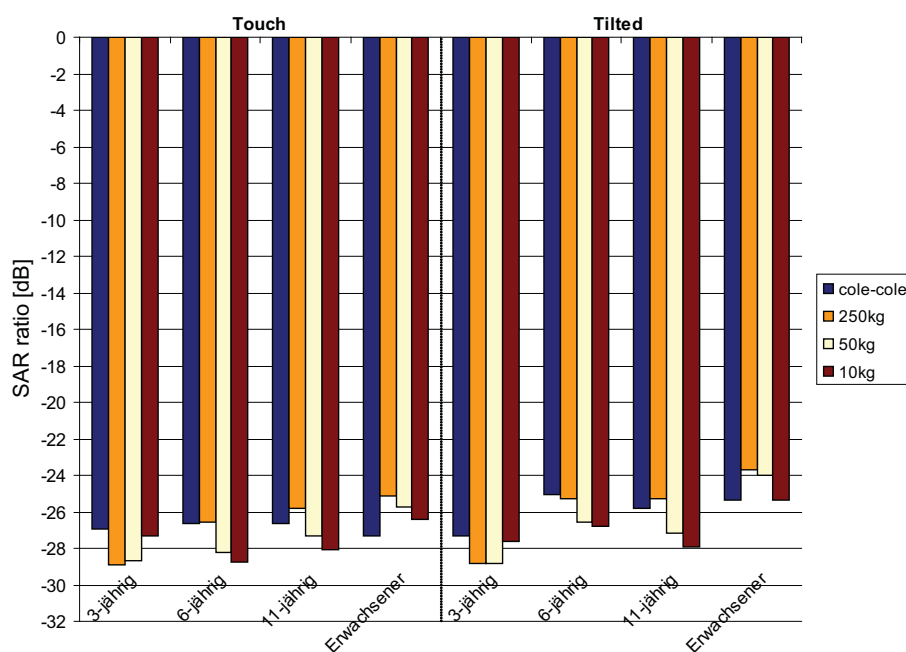


Abbildung 37: Verhältnis der SAR in der Pinealdrüse bei Belastung durch das generische Telefon mit integrierter Antenne bei 1 W Ausgangsleistung und 1800 MHz im Vergleich zu 5,6 W/kg (10 g SAR Touch) und 5,0 W/kg (10 g SAR Tilted) für das SAM-Phantom

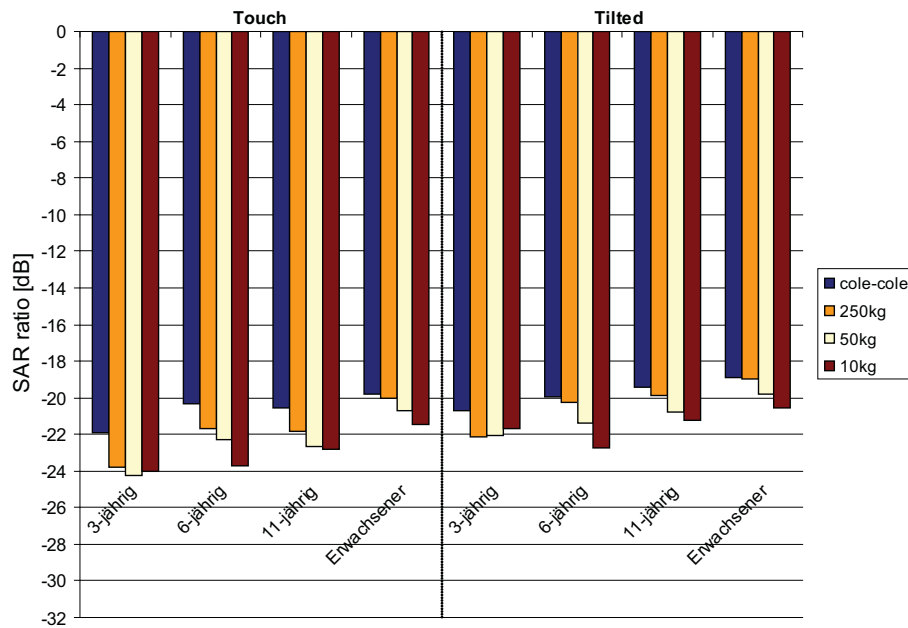


Abbildung 38: Verhältnis der SAR in der Pinealdrüse bei Belastung durch das T250 bei Power Control Level 5 (PCL5, 32 dBm) und 900 MHz im Vergleich zu 0,67 W/kg (10 g SAR Touch) und 0,36 W/kg (10 g SAR Tilted) für das SAM-Phantom

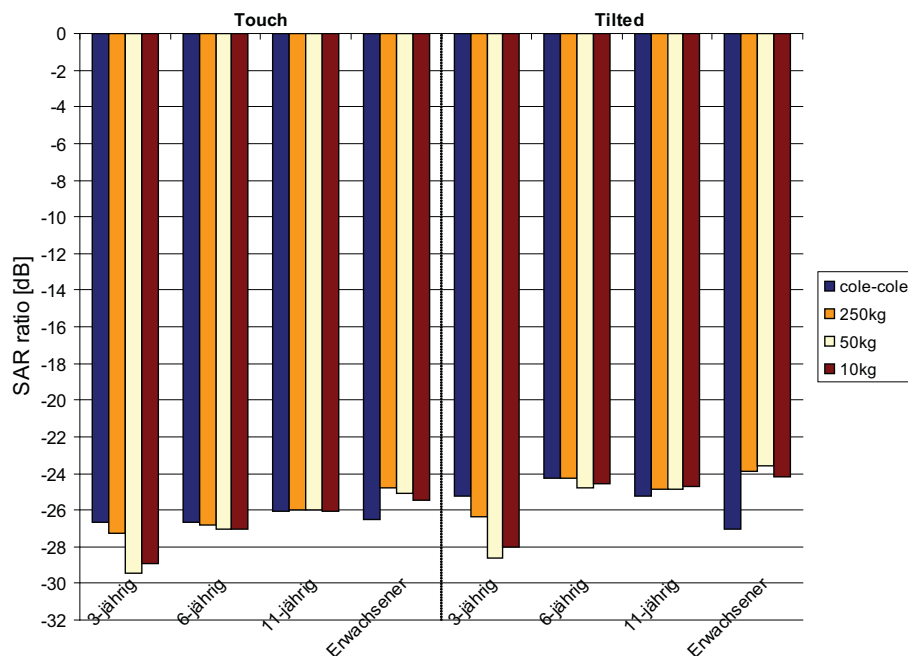


Abbildung 39: Verhältnis der SAR in der Pinealdrüse bei Belastung durch das T250 bei Power Control Level 5 (PCL5, 32 dBm) und 1800 MHz im Vergleich zu 0,56 W/kg (10 g SAR Touch) und 0,42 W/kg (10 g SAR Tilted) für das SAM-Phantom

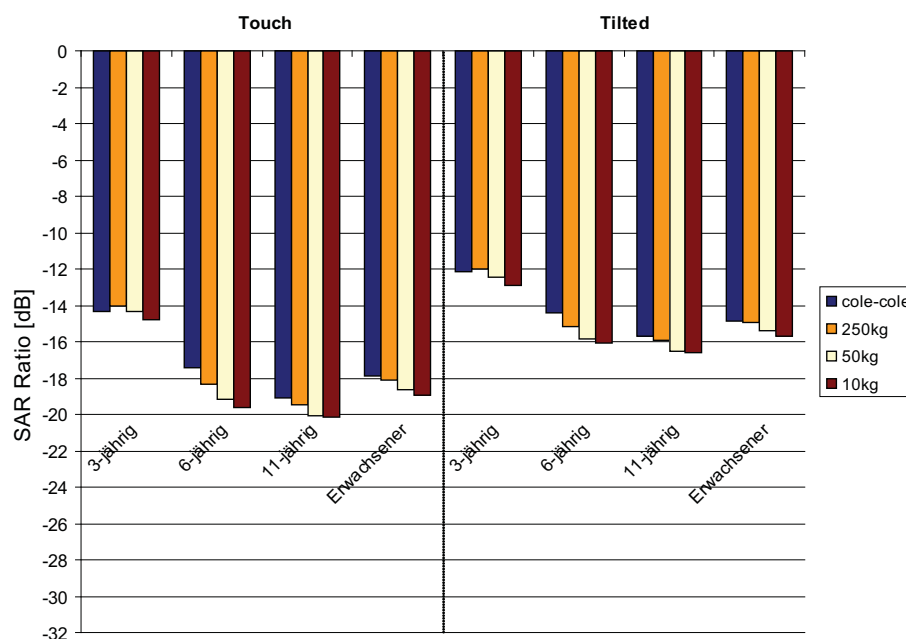


Abbildung 40: Verhältnis der SAR *im Hippocampus* bei Belastung durch das generische Telefon mit *Monopolantenne* bei 1 W Ausgangsleistung und 900 MHz im Vergleich zu 8,0 W/kg (10 g SAR Touch) und 4,2 W/kg (10 g SAR Tilted) für das SAM-Phantom

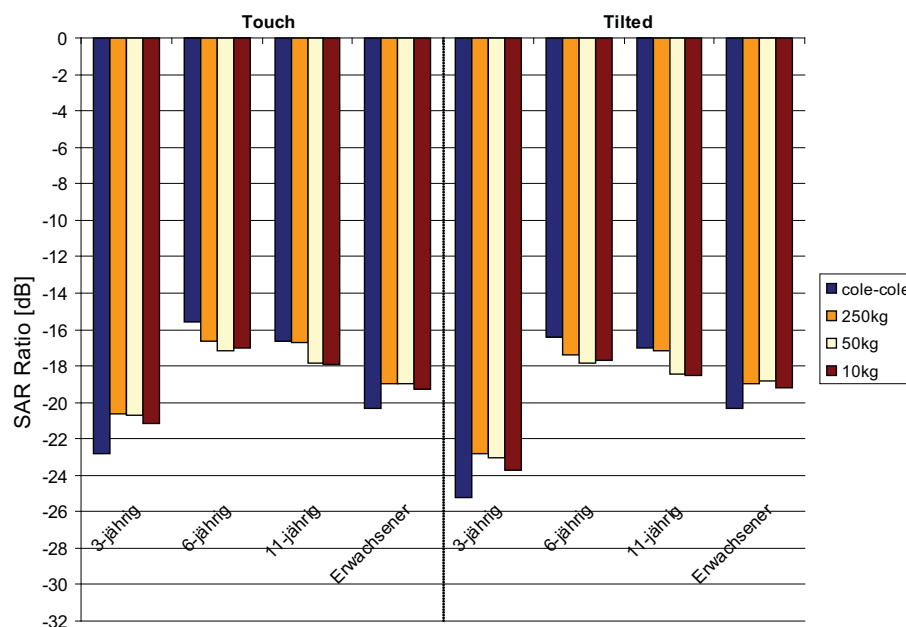


Abbildung 41: Verhältnis der SAR *im Hippocampus* bei Belastung durch das generische Telefon mit *Monopolantenne* bei 1 W Ausgangsleistung und 1800 MHz im Vergleich zu 5,3 W/kg (10 g SAR Touch) und 7,7 W/kg (10 g SAR Tilted) für das SAM-Phantom

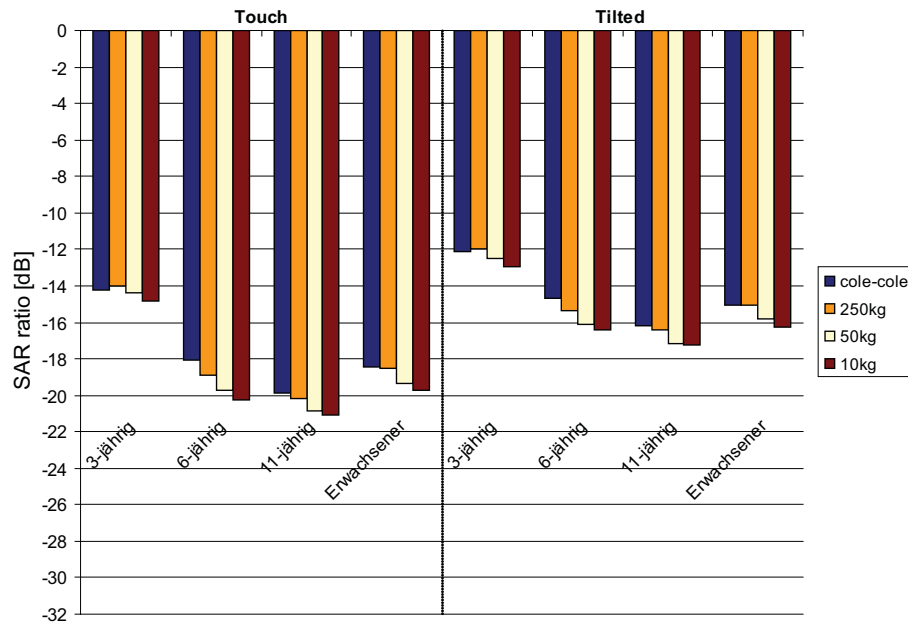


Abbildung 42: Verhältnis der SAR *im Hippocampus* bei Belastung durch das generische Telefon mit *integrierter Antenne* bei 1 W Ausgangsleistung und 900 MHz im Vergleich zu 6,7 W/kg (10 g SAR Touch) und 3,7 W/kg (10 g SAR Tilted) für das SAM-Phantom

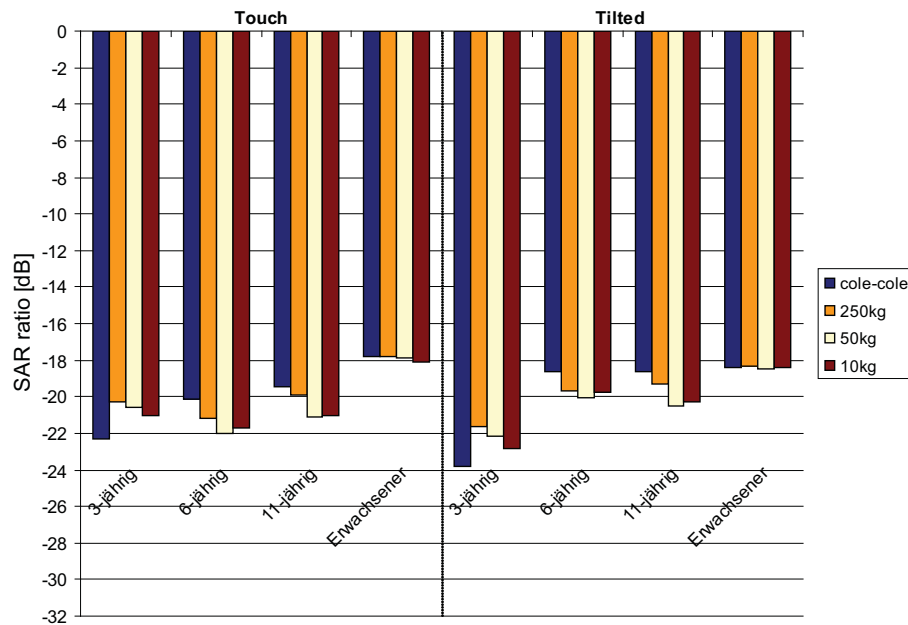


Abbildung 43: Verhältnis der SAR *im Hippocampus* bei Belastung durch das generische Telefon mit *integrierter Antenne* bei 1 W Ausgangsleistung und 1800 MHz im Vergleich zu 5,6 W/kg (10 g SAR Touch) und 5,0 W/kg (10 g SAR Tilted) für das SAM-Phantom

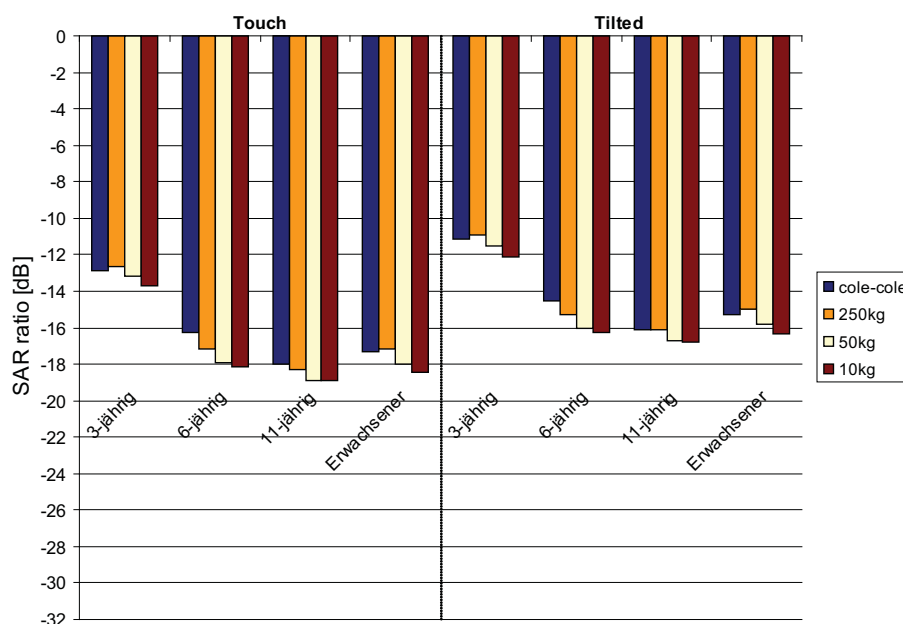


Abbildung 44: Verhältnis der SAR *im Hippocampus* bei Belastung durch das T250 bei Power Control Level 5 (PCL5, 32 dBm) und 900 MHz im Vergleich zu 0,67 W/kg (10 g SAR Touch) und 0,36 W/kg (10 g SAR Tilted) für das SAM-Phantom

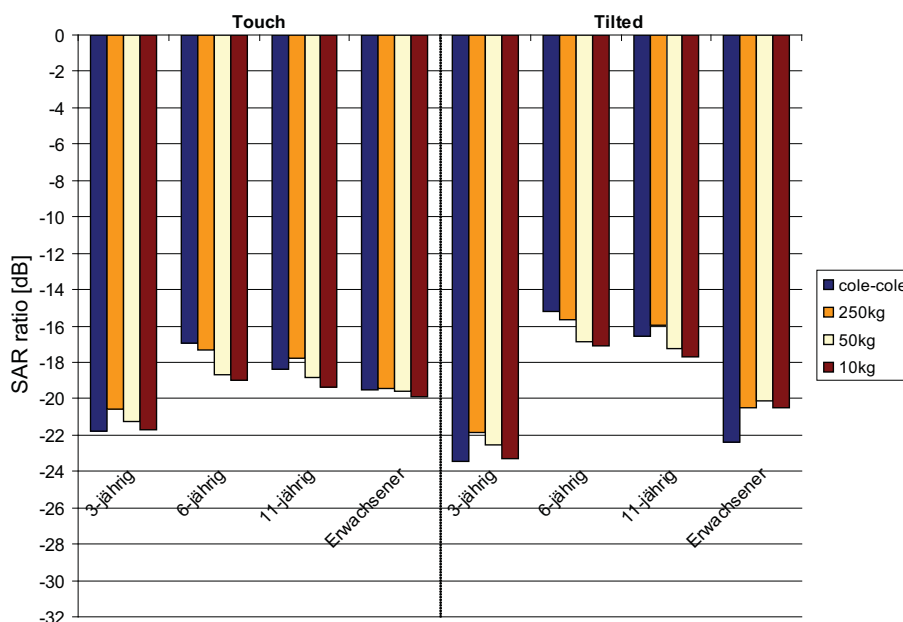


Abbildung 45: Verhältnis der SAR *im Hippocampus* bei Belastung durch das T250 bei Power Control Level 5 (PCL5, 32 dBm) und 1800 MHz im Vergleich zu 0,56 W/kg (10 g SAR Touch) und 0,42 W/kg (10 g SAR Tilted) für das SAM-Phantom

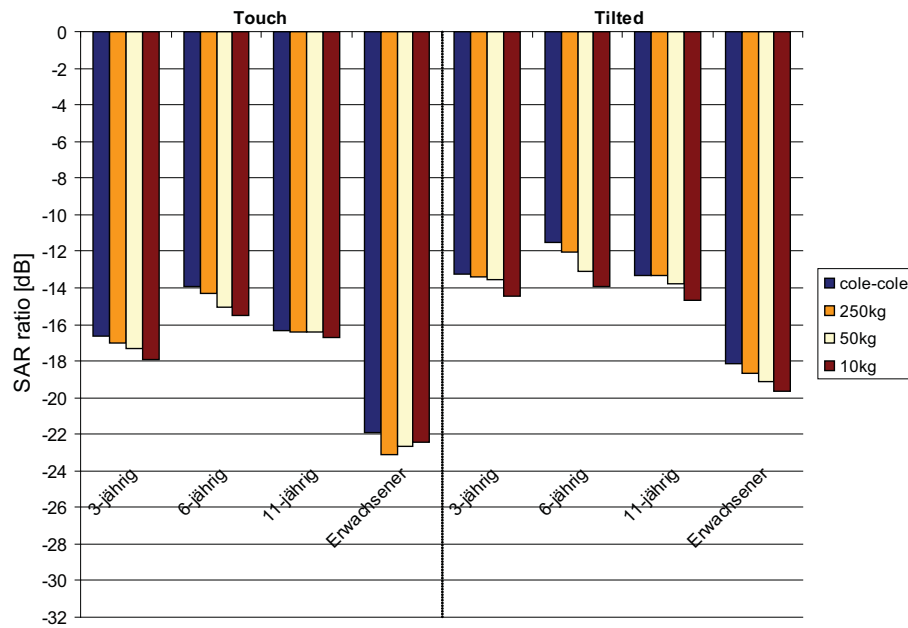


Abbildung 46: Verhältnis der SAR *in den Augen* bei Belastung durch das generische Telefon mit *Monopolantenne* bei 1 W Ausgangsleistung und 900 MHz im Vergleich zu 8,0 W/kg (10 g SAR Touch) und 4,2 W/kg (10 g SAR Tilted) für das SAM-Phantom

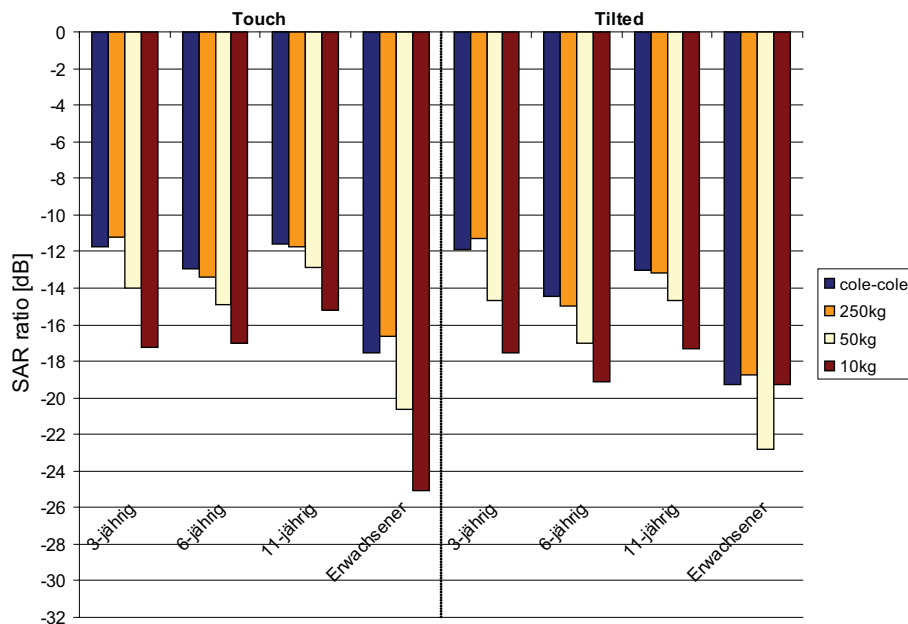


Abbildung 47: Verhältnis der SAR *in den Augen* bei Belastung durch das generische Telefon mit *Monopolantenne* bei 1 W Ausgangsleistung und 1800 MHz im Vergleich zu 5,3 W/kg (10 g SAR Touch) und 7,7 W/kg (10 g SAR Tilted) für das SAM-Phantom

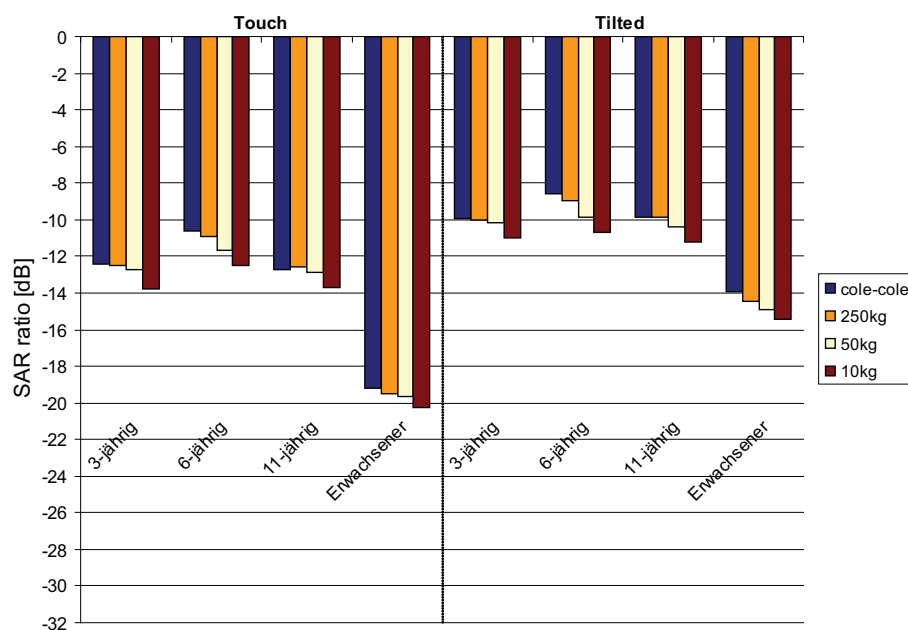


Abbildung 48: Verhältnis der SAR *in den Augen* bei Belastung durch das generische Telefon mit *integrierter Antenne* bei 1 W Ausgangsleistung und 900 MHz im Vergleich zu 6,7 W/kg (10 g SAR Touch) und 3,7 W/kg (10 g SAR Tilted) für das SAM-Phantom

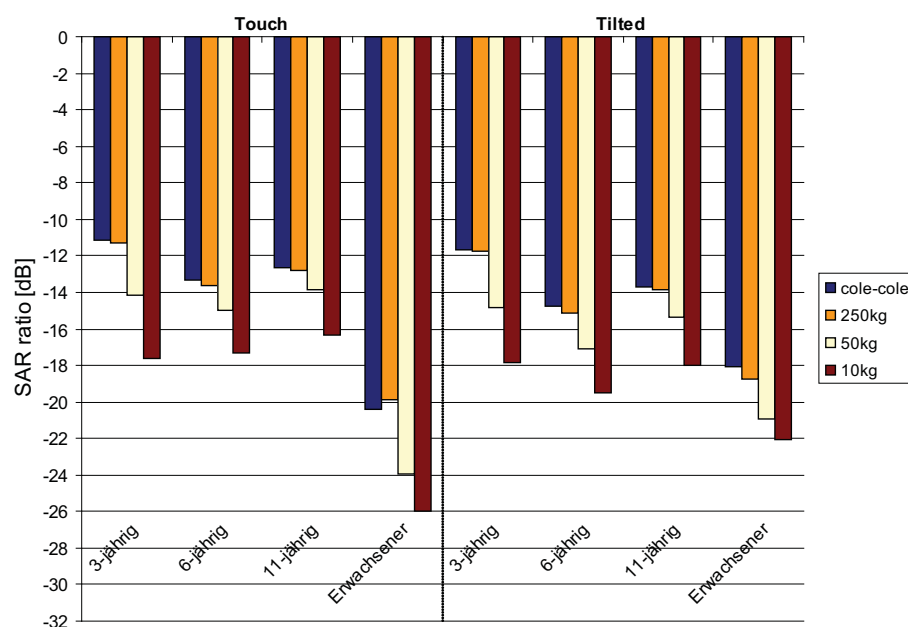


Abbildung 49: Verhältnis der SAR *in den Augen* bei Belastung durch das generische Telefon mit *integrierter Antenne* bei 1 W Ausgangsleistung und 1800 MHz im Vergleich zu 5,6 W/kg (10 g SAR Touch) und 5,0 W/kg (10 g SAR Tilted) für das SAM-Phantom

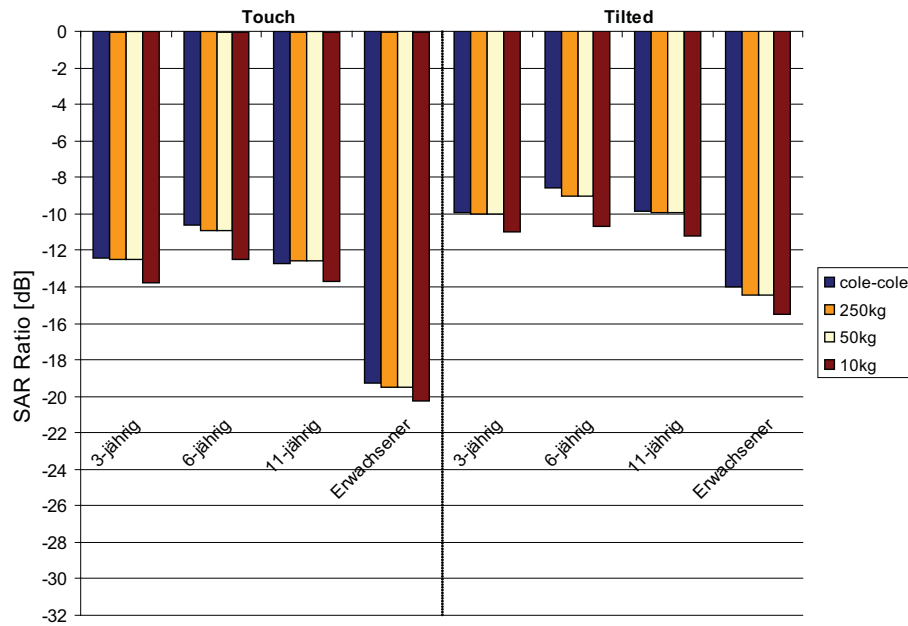


Abbildung 50: Verhältnis der SAR *in den Augen* bei Belastung durch das *T250* bei Power Control Level 5 (PCL5, 32 dBm) und 900 MHz im Vergleich zu 0,67 W/kg (10 g SAR Touch) und 0,36 W/kg (10 g SAR Tilted) für das SAM-Phantom

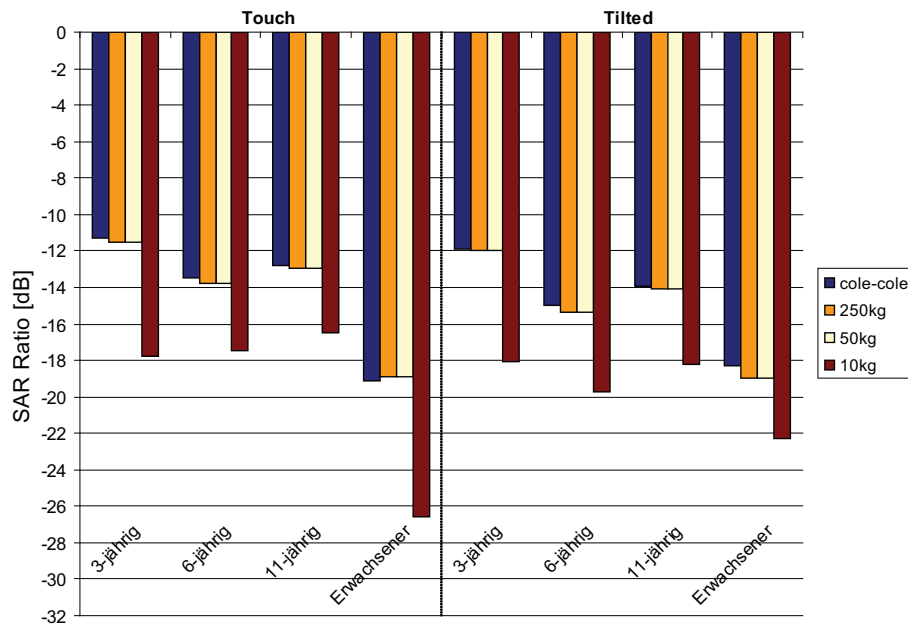


Abbildung 51: Verhältnis der SAR *in den Augen* bei Belastung durch das *T250* bei Power Control Level 5 (PCL5, 32 dBm) und 1800 MHz im Vergleich zu 0,56 W/kg (10 g SAR Touch) und 0,42 W/kg (10 g SAR Tilted) für das SAM-Phantom

4.3.3 Belastung des Knochenmarks

Permittivität und elektrische Leitfähigkeit des Knochenmarks (KM) nehmen nach [48] mit zunehmendem Alter stark ab. Abbildung 52 zeigt die altersabhängigen dielektrischen Eigenschaften des Knochenmarks, wie sie in dieser Studie verwendet wurden.

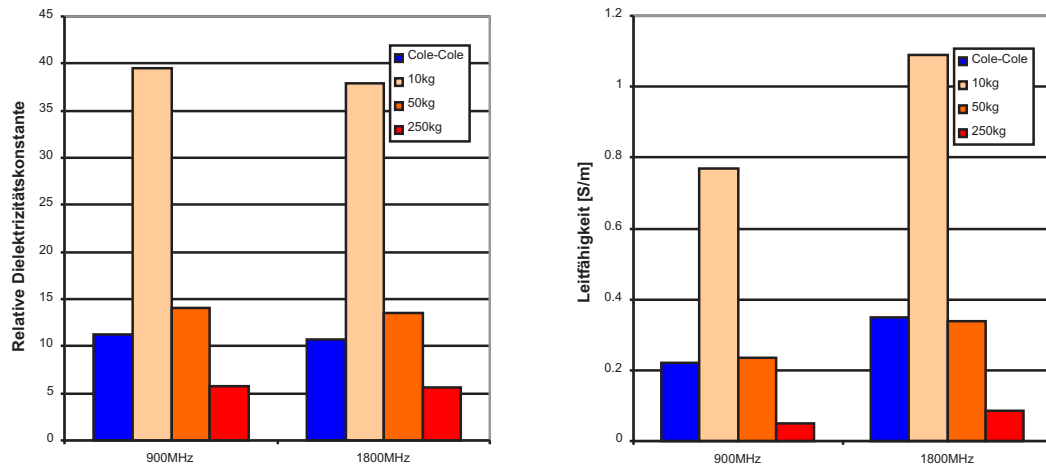


Abbildung 52: Altersabhängige Unterschiede der dielektrischen Eigenschaften von Knochenmark von Schweinen verschiedener Gewichtsklassen

Da die Verteilung des Knochenmarks im Schädel sehr komplex ist und sich trotz sorgfältiger Segmentierung große Unsicherheiten ergeben, wurde der Einfluß der Änderungen der dielektrischen Eigenschaften zunächst mit einem generischen geschichteten Modell untersucht. Einfache geschichtete Körpermodelle wurden bereits in [54] erfolgreich zur Bestimmung der SAR verwendet und validiert. Es zeigte, daß bei nahfeldartiger Kopplung der Felder die SAR im wesentlichen durch die lokale Leitfähigkeit der Gewebe bestimmt wird. Bei fernfeldartiger Kopplung können noch weitere Effekte durch Reflexionen an hohen dielektrischen Kontrasten innerhalb der Gewebefolge dazukommen.

Gewebe	Dicke in mm
Haut	1.5
Fett	0 und 1.5
Knochen	1.5
Knochenmark	1 and 3
Knochen	1.5
Muskel	∞

Tabelle 3: Dicken der Gewebeschichten des generischen Körpermodells

Das hier verwendete Modell besteht aus Haut, Fett und Knochen mit eingebettetem Knochenmark. Es ist mit Muskelgewebe abgeschlossen. Muskelgewebe hat - ähnlich wie die Gewebe des Gehirns - einen hohen Wassergehalt und gibt daher die für die Absorption wesentlichen Effekte in geeigneter Weise wieder. Die Dicke der Fettschicht und der Knochenmarkschicht wurden variiert. Zur Abschätzung der Dicke der Knochenmarkschicht wurden die Schnittbilder des Visible Human Projektes [42] verwendet. Die Angaben zu durchschnittlichen Gewebeschichtdicken im Bereich des Kopfes wurden aus [55, 56, 57] entnommen. Die Folge der Schichten und ihre

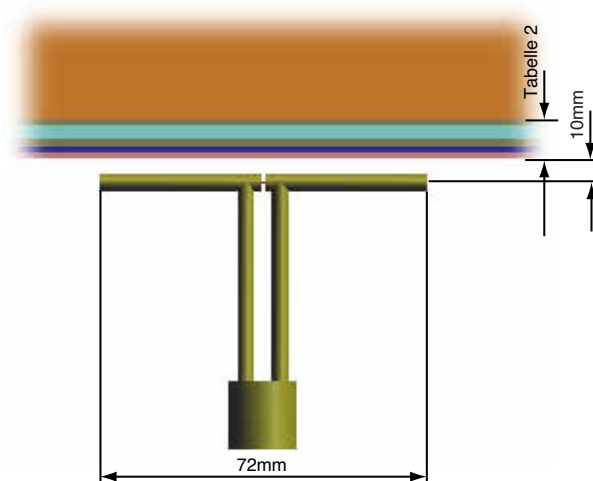


Abbildung 53: Geschichtetes generisches Körpermodell mit Dipolantenne für 1800 MHz in 10 mm Abstand (Schichten von unten nach oben: Haut - Fett - Knochen - Knochenmark - Knochen - Muskel)

Dicken sind in Tabelle 3 zusammengestellt. Das Modell wurde mit Dipolantennen bei 900 MHz und 1800 MHz in 10 mm Abstand bestrahlt.³ Abbildung 53 zeigt das geschichtete Körpermodell und die Dipolantenne. Die Belastung der Knochenmarksschicht und der übrigen Gewebe wurde daher unter folgenden Blickpunkten ermittelt:

- Zur Bestimmung der SAR wurde der übliche in [53] definierte Algorithmus verwendet und eine Mittelungsmasse von 10 g gewählt. Hierbei wurden entweder nur Knochenmarksgewebe oder sämtliche Gewebe des generischen Modells in die Mittelung eingeschlossen. Wird nur über die dünne Knochenmarksschicht gemittelt, wählt der Algorithmus einen großen quadratischen Querschnitt als Mittelungsvolumen aus. Die Höhe des Volumens entspricht dabei der Dicke der Knochenmarksschicht. Werden alle Gewebe berücksichtigt, entspricht das Mittelungsvolumen einem Würfel mit einer Kantenlänge von etwa 21 mm. Die Verteilung der SAR über den großen Querschnitt ist sehr inhomogen. Daher können die Ergebnisse der 10 g SAR, die mit allen Geweben gemittelt wurden, nicht direkt mit denen verglichen werden, bei denen nur Knochenmarksgewebe berücksichtigt wurde.
- Dielektrizitätskonstante und Leitfähigkeit der Fettschicht unterscheiden sich sehr von denen der stark wasserhaltigen Gewebe (Haut, Muskel) des generischen Modells. Die in Abbildung 52 angegebenen dielektrischen Eigenschaften des Knochenmarks zeigen, daß sich seine Dielektrizitätskonstante mit zunehmendem Alter der schwach wasserhaltiger Gewebe (Fett, Knochen) annähert. Der Einfluß schwach wasserhaltiger Gewebeschichten in der Umgebung von Haut- und Muskelgewebe wurde in [58] ausführlich untersucht, und es wurden Effekte im Nah- und im Fernfeld hochfrequenter Quellen beschrieben, die zu einer Erhöhung der Peak Spatial Average SAR in abhängigkeit von der Fettschicht führen können. Um solche Effekte zu berücksichtigen, wurde das generische Modell sowohl mit als auch ohne Fettschicht untersucht.

Abbildungen 54 und 55 zeigen die über 10 g des Knochenmarksgewebes gemittelte SAR mit und ohne Fettschicht bei verschiedenen Dicken der Knochenmarksschicht für 900 MHz und 1800 MHz

³Details zu den Dipolantennen, wie sie hier modelliert wurden, finden sich in [2].

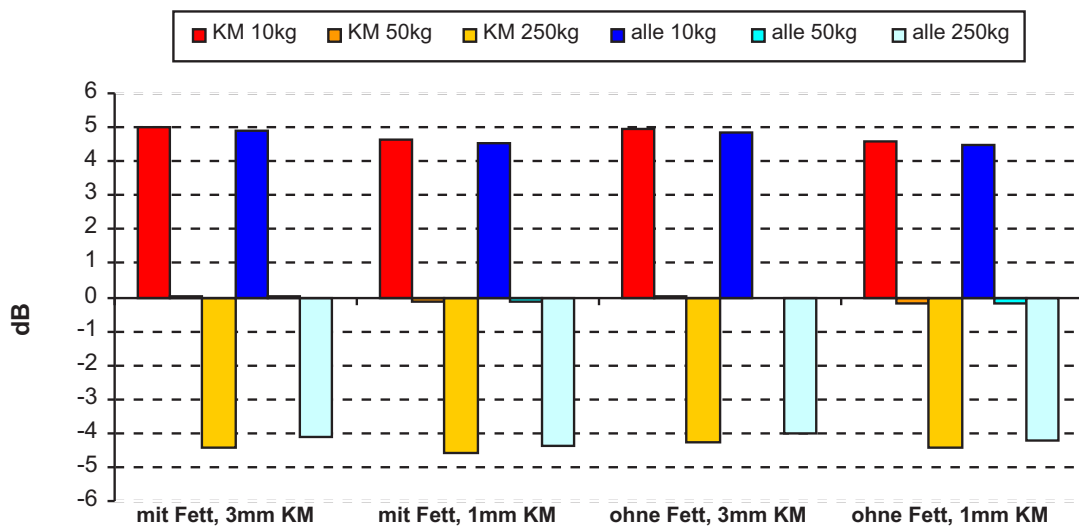


Abbildung 54: Verhältnis der 10 g Peak Spatial Average SAR bei 900 MHz und Befeldung mit Dipolantenne im Knochenmark (KM) bezogen auf das Cole-Cole Modell bei 3 mm und 1 mm Dicke mit und ohne Fettschicht unter Berücksichtigung der Altersabhängigkeit nur des Knochenmarks und aller Gewebe

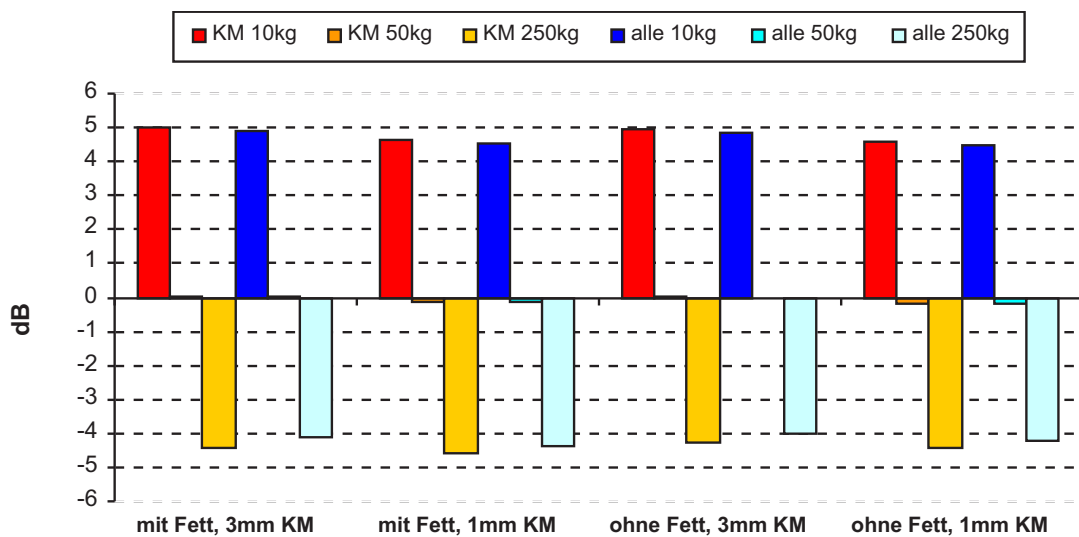


Abbildung 55: Verhältnis der 10 g Peak Spatial Average SAR bei 1800 MHz und Befeldung mit Dipolantenne im Knochenmark (KM) bezogen auf das Cole-Cole Modell bei 3 mm und 1 mm Dicke mit und ohne Fettschicht unter Berücksichtigung der Altersabhängigkeit nur des Knochenmarks und aller Gewebe

im Verhältnis zum Cole-Cole Modell. In Abhängigkeit von der altersbedingten Änderung der Leitfähigkeit treten Unterschiede von über ± 5 dB auf. Mittelt man die SAR jedoch über sämtliche Gewebe, ist der Beitrag des Knochenmarks vergleichsweise gering. Abbildungen 56 und 57 zeigen Unterschiede von deutlich weniger als ± 1 dB.

Die bereits angesprochene komplexe Verteilung des Knochenmarks im segmentierten Schädelknochen ist an Hand des Modells des sechsjährigen Jungen in Abbildung 58 dargestellt. Der

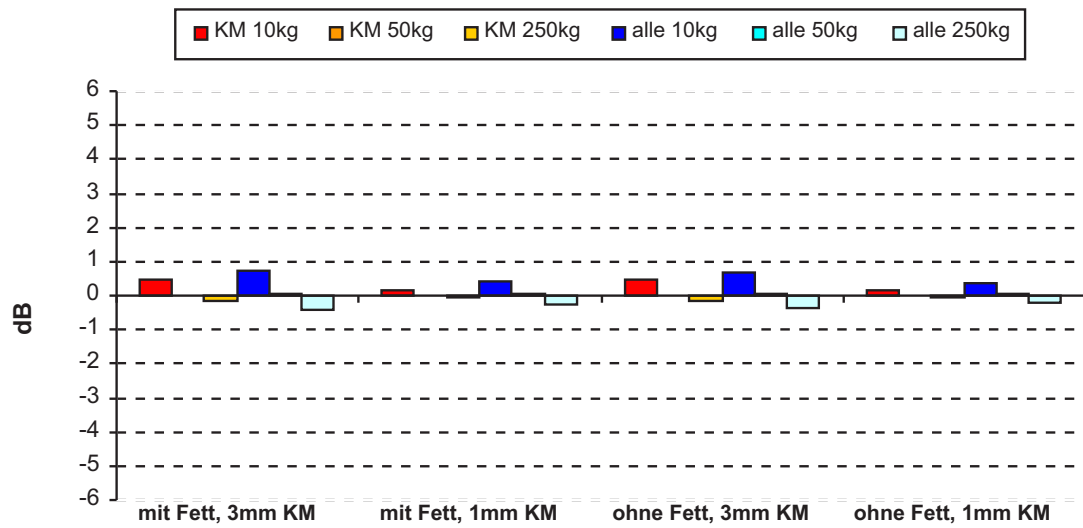


Abbildung 56: Verhältnis der 10 g Peak Spatial Average SAR bei 900 MHz und Befeldung mit Dipolantenne in allen Gewebeschichten (KM) bezogen auf das Cole-Cole Modell bei 3 mm und 1 mm Dicke mit und ohne Fettschicht unter Berücksichtigung der Altersabhängigkeit nur des Knochenmarks und aller Gewebe

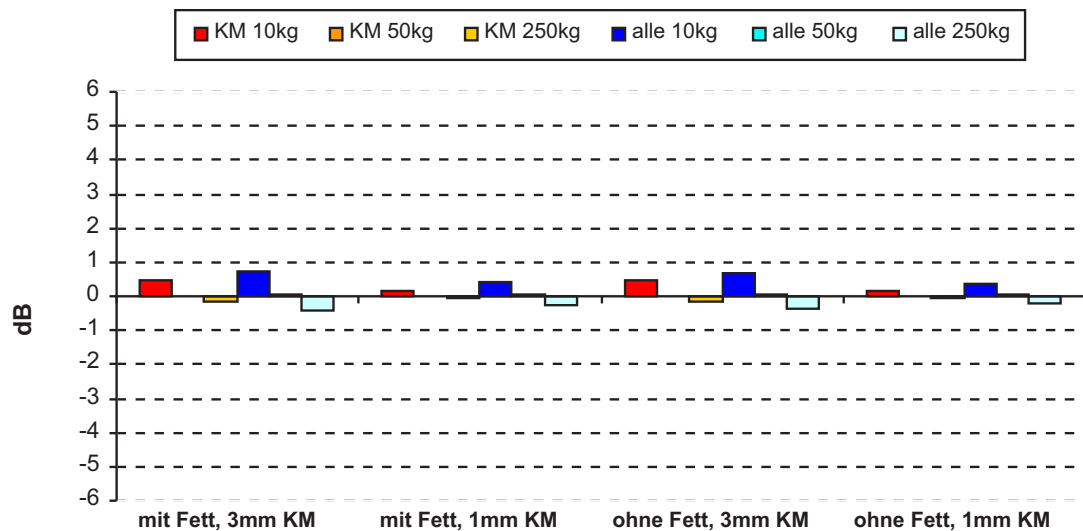


Abbildung 57: Verhältnis der 10 g Peak Spatial Average SAR bei 1800 MHz und Befeldung mit Dipolantenne in allen Gewebeschichten (KM) bezogen auf das Cole-Cole Modell bei 3 mm und 1 mm Dicke mit und ohne Fettschicht unter Berücksichtigung der Altersabhängigkeit nur des Knochenmarks und aller Gewebe

sich für die altersabhängigen Änderungen des Knochenmarks ergebende Einfluß auf die 10 g Peak Spatial Average SAR ist erwartungsgemäß kleiner als ± 0.5 dB (Abbildung 59).

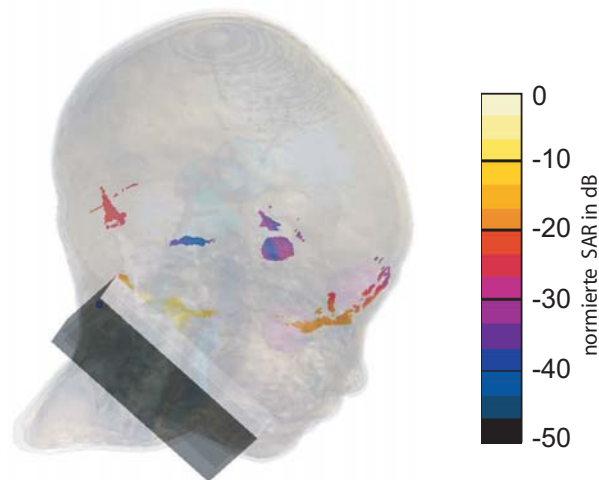


Abbildung 58: Verteilung der SAR (auf Ausgangsleistung normiert) im Knochenmark des Kopfmodells des Sechsjährigen bei Belastung durch ein generisches Mobiltelefon mit integrierter Antenne bei 900 MHz

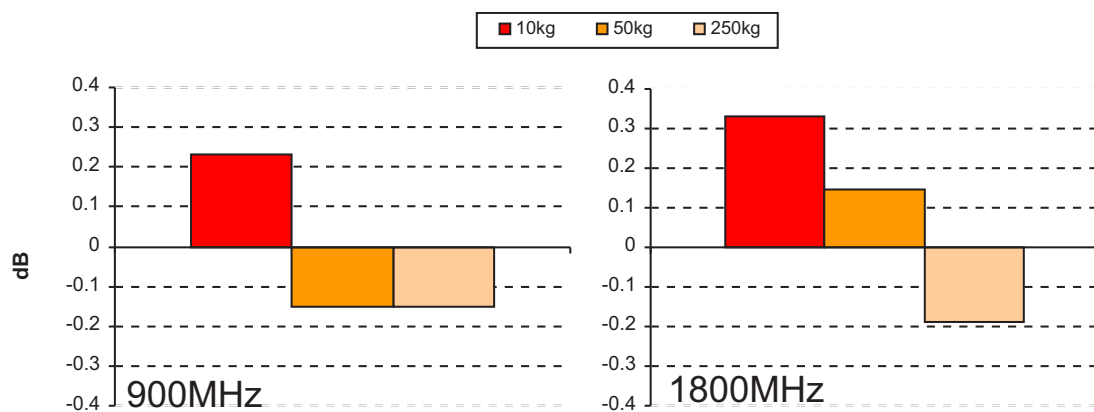


Abbildung 59: Unterschiede der 10 g Peak Spatial Average SAR im Kopf des Sechsjährigen durch altersbedingte Änderungen der dielektrischen Eigenschaften des Knochenmarks im Vergleich zum Cole-Cole Modell (generisches Telefon mit integrierter Antenne, Normierung auf Antennenleistung)

4.4 Einfluß der Stromverteilung der Mobiltelefone auf die Belastung oberflächennaher Hirnregionen

In Abschnitt 4.3.2 wurde bereits auf Unterschiede der Belastung tiefer liegender Hirnregionen eingegangen, die sich im wesentlichen durch den Abstand zwischen dem Mobiltelefon als Strahlungsquelle und der belasteten Region ergeben können. Ebenso können sehr große Unterschiede auftreten, wenn die belastete Region nah an der Oberfläche des Kopfes bzw. der Strahlungsquelle liegt. Unterschiede der Stromverteilung des Mobiltelefons kommen hier in besonderem Maße zu tragen.

Die in Abschnitt 4.2 beschriebenen generischen Telefone weisen bei seinen beiden Betriebsfrequenzen stark unterschiedliche Stromdichteverteilungen auf: Bei 900 MHz befindet sich das Stromdichtemaximum etwa in der Mitte des Gehäuses, während es bei 1800 MHz direkt an der

Gehäuseoberkante beziehungsweise am Antennenfußpunkt auftritt.

Abbildung 60 zeigt die SAR-Verteilung im Gehirn des dreijährigen Kindes und des Erwachsenen bei 900 MHz und 1800 MHz. Die roten Würfel markieren den Ort des Maximums der 1 g SAR. Bei dem dreijährigen Kind liegt es bei beiden Frequenzen für dieses Telefonmodell im Kleinhirn, während es beim Erwachsenen in beiden Fällen im Temporallappen auftritt. Beim Modell eines siebenjährigen Kindes [44] (siehe unten), tritt es unter diesen Bedingungen ebenfalls im Kleinhirn auf. Bei 900 MHz ist der Abstand zwischen dem Strommaximum auf dem Telefon bei den beiden Kopfmodellen des dreijährigen und des siebenjährigen ähnlich dem des Modells des Erwachsenen. Bei 1800 MHz ist das Kleinhirn des Kindes jedoch viel näher am Strommaximum, das sich bei dieser Frequenz an der Antenne des Telefons befindet. Beim Erwachsenen ist der Temporallappen der Teil des Gehirns, der der Antenne am nächsten ist. Jedoch ist dieser bereits weiter entfernt als das Kleinhirn des Kindes. Derselbe Effekt tritt auch bei einem Modell eines siebenjährigen Kindes [44] auf. Abbildung 61 zeigt, daß die Peak Spatial SAR im Gehirn bei den beiden Kindermodellen bei 900 MHz in der Größenordnung des Erwachsenen liegt, während sie bei 1800 MHz auf Grund des wesentlich kürzeren Abstands zwischen Strommaximum um mehr als das Vierfache (6 dB) ansteigen kann.

4.5 Einfluß der Dicke der Ohrmuschel auf die SAR

Wie bereits erwähnt, wurde in [59] der Abstand der Antenne bzw. des Telefons zum Gewebe des Kopfes als einer der wesentlichen die SAR bestimmenden Parameter identifiziert. Ausschlaggebend für den Abstand des Telefons bzw. seiner HF-Ströme führenden Teile im Bereich der Ohrmuschel sind die Dicke derselben und die Kraft, mit der das Telefon an die Ohrmuschel gehalten wird. Nach [12] gilt für die Ohrmuschel bei der Typenprüfung von Mobiltelefonen der für Extremitäten bestimmte Grenzwert. Dieser liegt um einen Faktor zwei über dem des eigentlichen Gewebes des Kopfes.

Die meisten numerischen Studien verwenden anatomische Modelle, bei denen die Ohrmuschel mechanisch nicht belastet ist, der Abstand zwischen Telefon und Gewebe des Kopfes also möglicherweise größer ist, als dies bei Anpressen des des Telefons an das Ohr im Alltag zu erwarten ist. Lediglich das in [60] untersuchte hochauflösende anatomische Kopfmodell berücksichtigt die Verformung der Ohrmuschel bei Benutzung von Mobiltelefonen. Um die Ergebnisse aus Abschnitt 4.3.1 im Hinblick auf den möglichen Einfluß der Verformung zu beurteilen, wurde die Dicke der Ohrmuscheln bei Kindern und Erwachsenen unter einer genau definierten Belastung vermessen. Die Ohrmuscheln der anatomischen Modelle des sechsjährigen Jungen und des elfjährigen Mädchens (Abschnitt 3) sowie das Modell des 34-jährigen Mannes (Abbildung 62) der Virtual Family [43] wurden entsprechend angepaßt.⁴

Zur Erfassung der Dicke der Ohrmuschel wurde eine spezielle Lehre konstruiert (Abbildung 63), die über einen Weg- und einen Kraftmesser sowie über eine Auflagefläche in Form eines vereinfachten Mobiltelefons verfügt. Damit wurden bei Kindern und Erwachsenen der kürzeste Abstand zwischen Oberfläche der Ohrmuschel und dem Schädel erfaßt. Die Auflagekraft entsprach hierbei 4,9 N ($\hat{=}$ 500 g), was als Grenzfall bei Benutzung eines Mobiltelefons angenommen wurde. Abbildung 64 zeigt die Ergebnisse der Messungen an den Probanden in Histogrammdarstellung. Die Klassenbreite der Histogramme wurde nach Scotts Methode bestimmt [61]. Tabelle 4 zeigt Mittelwert und Standardabweichung bei Kindern und Erwachsenen. Die Mittelwerte sind bei den Kindern mit 10,5 mm und den Erwachsenen mit 9,5 mm praktisch identisch. Gleiches gilt für die Standardabweichungen beider Gruppen.

Die Anpassung der Ohrmuscheln der Modelle erfolgte durch eine Software, die ursprünglich zur Änderung der Körperhaltung der Modelle entwickelt wurde. Diese Software ermöglicht es, die

⁴Die Ohrmuschel des Modells des Visible Humans (Abschnitt 3.5) liegt bereits übermäßig am Kopf an, so daß eine weitere Anpassung nicht möglich war und ein Modell eines anderen Erwachsenen gewählt werden mußte.

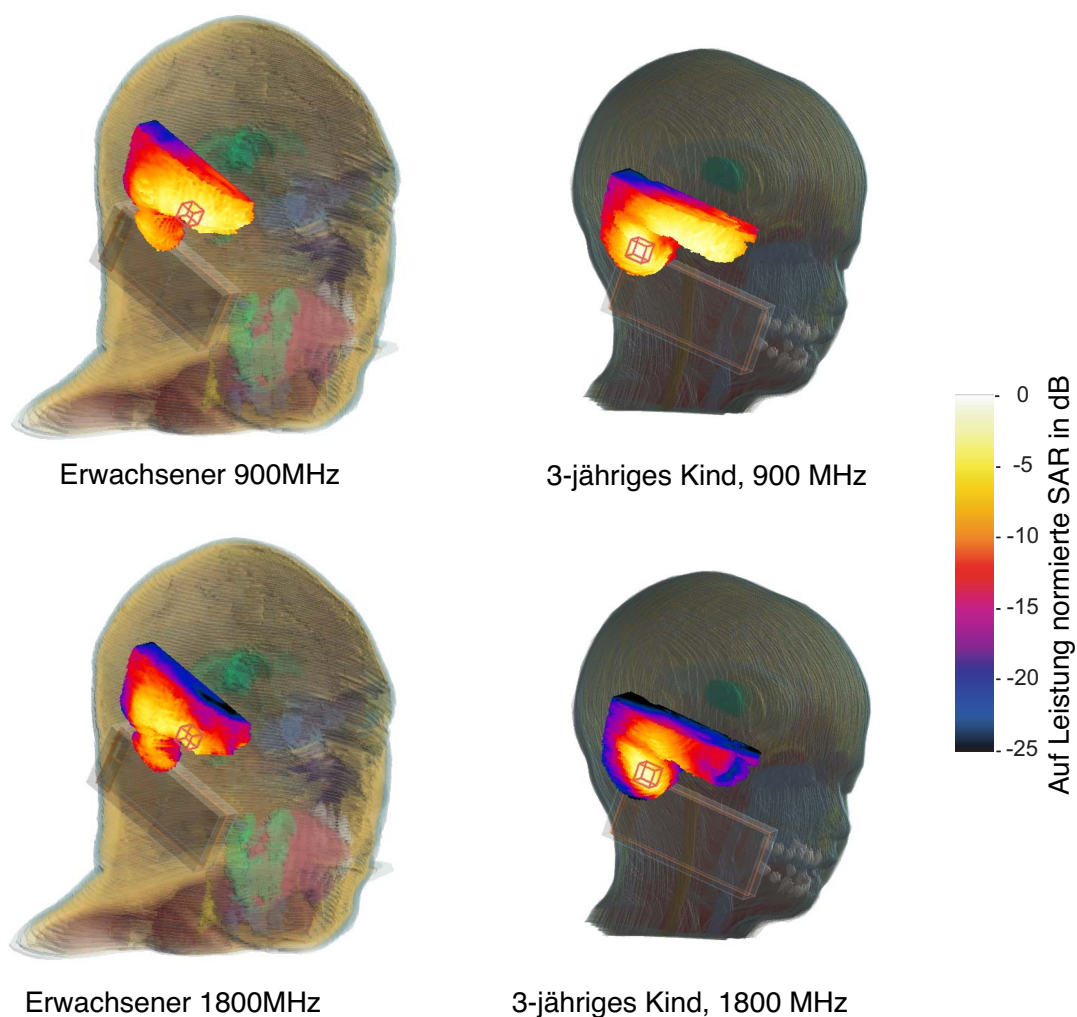


Abbildung 60: Lage des Maximums der 1 g Peak Spatial Average SAR (*roter Würfel*) im Gehirn der Modelle des Dreijährigen und des Erwachsenen bei Belastung durch das generische Telefon mit integrierter Antenne (Die Peak Spatial SAR für diese Konfigurationen (Cole-Cole-Modell) ist in Abbildungen 24 und 25 angegeben.)

	Anzahl der Messungen	Mittelwert	Standardabweichung [
Kinder (6- bis 8-jährig)	40	10,5 mm	2,0 mm
Erwachsene	28	9,5 mm	2,0 mm

Tabelle 4: Mit der Lehre (Abbildung 63) gemessene Abstände zwischen Ohrmuschel und Kopf (äußerer Rand der Ohrmuschel — Auflage der Lehre auf dem Kopf)

Gelenke der Modelle zu bewegen und die sich daraus ergebende Verformung der Körpergewebe zu berechnen [62]. Für die numerische Bestimmung der SAR wurden bei den drei Kopfmodellen folgende Dicken gewählt:

- ursprüngliches Modell
- Mittelwert (Tabelle 4)
- Mittelwert abzüglich einfacher Standardabweichung (Tabelle 4)

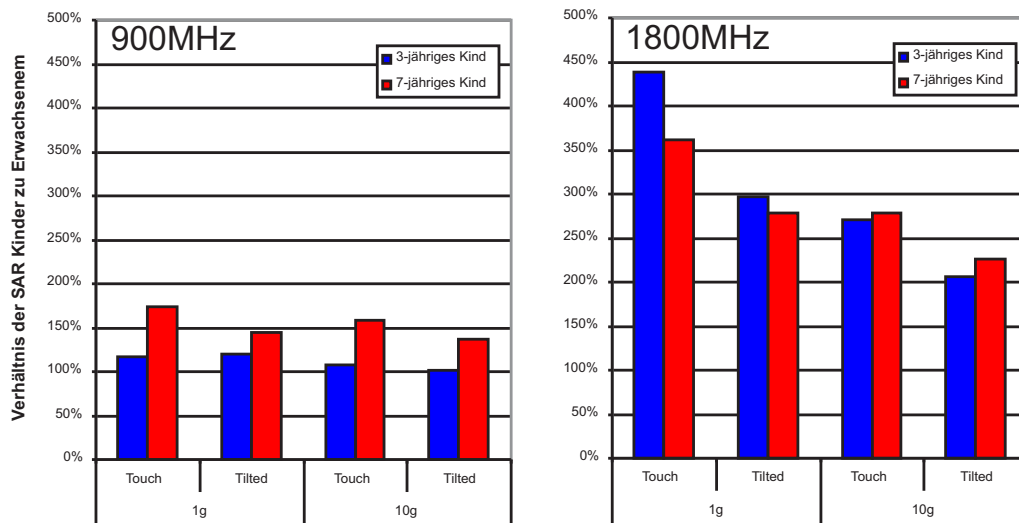


Abbildung 61: Verhältnis der Peak Spatial Average SAR im Gehirn der Kindermodele zur SAR im Gehirn des Erwachsenen bei Belastung durch das generische Telefon mit integrierter Antenne bei Normierung auf dieselbe Ausgangsleistung



Abbildung 62: Kopfmodell des 34 Jahre alten Mannes der Virtual Family

Um eine den Messungen an den Probanden genau entsprechende Verformung der Ohrmuschel zu erhalten, wurde die Lehre (Abbildung 63) ebenfalls modelliert und an den Kopfmodellen positioniert. Abbildung 65 zeigt die Anpassung der Ohrmuscheln und das Modell der Lehre. In Abbildung 66 ist die Ohrmuschel in ihrer ursprünglichen Position und unter Belastung mit der Lehre dargestellt (Mittelwert abzüglich einfacher Standardabweichung, Tabelle 4). Die sich durch die Verformung ergebenden Unsicherheiten der Masse der Ohrmuscheln sind kleiner als 5%.

Die in Abbildung 65 dargestellten modifizierten Kopfmodelle wurden mit den generischen Telefonmodellen mit Monopolantenne und mit integrierter Antenne (Abschnitt 4.2) in den Po-

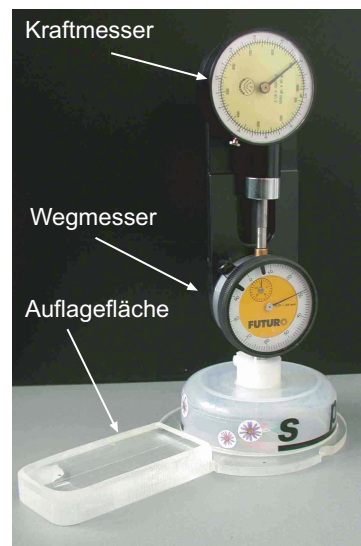


Abbildung 63: Lehre mit Kraft- und Wegmesser zur Erfassung des Abstandes zwischen dem äußeren Rand der Ohrmuschel und dem Kopf

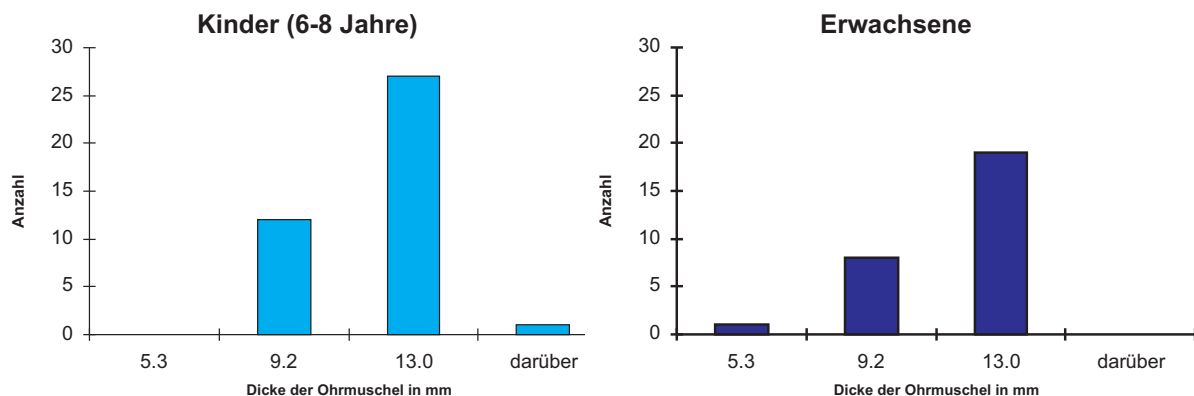


Abbildung 64: Bei 4,9 N Anpreßdruck gemessene Dicke der Ohrmuschel (Abstand zum Schädel)

stionen „Touch“ und „Tilted“ bei 1800 MHz simuliert.⁵ Abbildungen 67-70 zeigt das Verhältnis der im Kopfgewebe gemittelten 10 g Peak Spatial Average SAR im Verhältnis zum SAM Phantom in dieser Konfiguration. Die entsprechenden SAR-Werte des SAM Phantoms sind in den Bildunterschriften der Abbildungen 23 und 25 gegeben.

Auf Grund des bei angepreßter Ohrmuschel geringeren Abstandes zwischen Antenne und Kopfgewebe kommt es in den meisten untersuchten Konfigurationen zu einem Anstieg der Peak Spatial Average SAR. In der „Touch“-Position ist der Einfluß des Anpressen der Ohrmuschel relativ gering (<1 dB). In der „Tilted“-Position werden bis zu 2 dB erreicht (Erwachsener, Abbildung 68). Der Anstieg ist bei dem Telefon mit Monopolantenne stärker ausgeprägt, da sich das Maximum der SAR direkt am Antennenfußpunkt befindet (Abschnitt 4.2).

Abbildung 71 zeigt einen Querschnitt des Kopfes des Erwachsenen mit Ohr in normaler Lage

⁵Es ist nur bei 1800 MHz ein Einfluß der Ohrmuschel zu erwarten, da das Maximum der SAR bei 900 MHz bei allen verwendeten Telefonmodellen in der Wange auftritt.

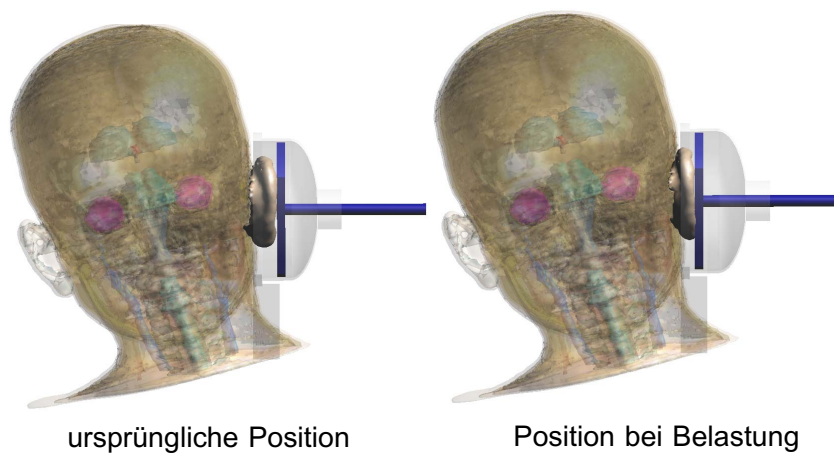


Abbildung 65: Modellierung der durch die Lehre (Abbildung 63) angepreßten Ohrmuscheln (hier: sechsjähriger Junge)

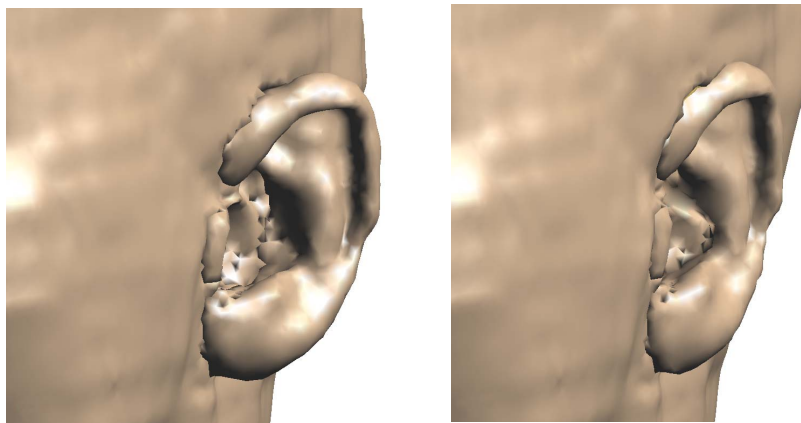


Abbildung 66: Modellierung der durch die Lehre (Abbildung 63) angepreßten Ohrmuscheln (hier: sechsjähriger Junge)

und bei Belastung (Durchschnitt + einfache Standardabweichung nach Tabelle 4). Die x-Achse in der Abbildung markiert den Fußpunkt des Telefons mit Monopolantenne und zeigt den Beginn des Kopfgewebes an (ohne Ohrmuschel). Für die beiden dargestellten Fälle ergeben sich Abstände zwischen Fußpunkt und Kopfgewebe von 21 mm und 32 mm. Bestimmt man die SAR für diese Fälle nach dem in [59] beschriebenen Absorptionsmechanismus, ergibt sich ein Unterschied von 3,3 dB an Stelle der 2 dB, die für das Kopfmodell bestimmt wurden (68). Vergleichende Simulationen desselben Telefons an einem einfachen Flachphantom ($\epsilon_r = 40, \sigma = 1,4 \text{ S/m}$) ergeben ebenfalls einen Unterschied der 10 g Peak Spatial Average SAR von 3,3 dB für die oben angegebenen Abstände. Abbildungen 72 und 73 zeigen die Verteilung der E- und H-Felder sowie der lokalen und der gemittelten SAR im Kopfmodell und im Flachphantom für sämtliche Konfigurationen.⁶ Der Einfluß der lokalen Gewebeverteilung der Ohrmuschel, die ja zwischen dem Telefon und dem Kopfgewebe liegt, ist deutlich zu erkennen und führt zu einer erhöhten

⁶Der Maximalwert der lokalen SAR von 17,5 W/kg in Abbildung 73 links tritt lediglich in einem einzelnen Voxel an einer stark hervortretenden Gewebekante auf. Er ist im Mittelungsvolumen (Abbildung 73 rechts berücksichtigt.)

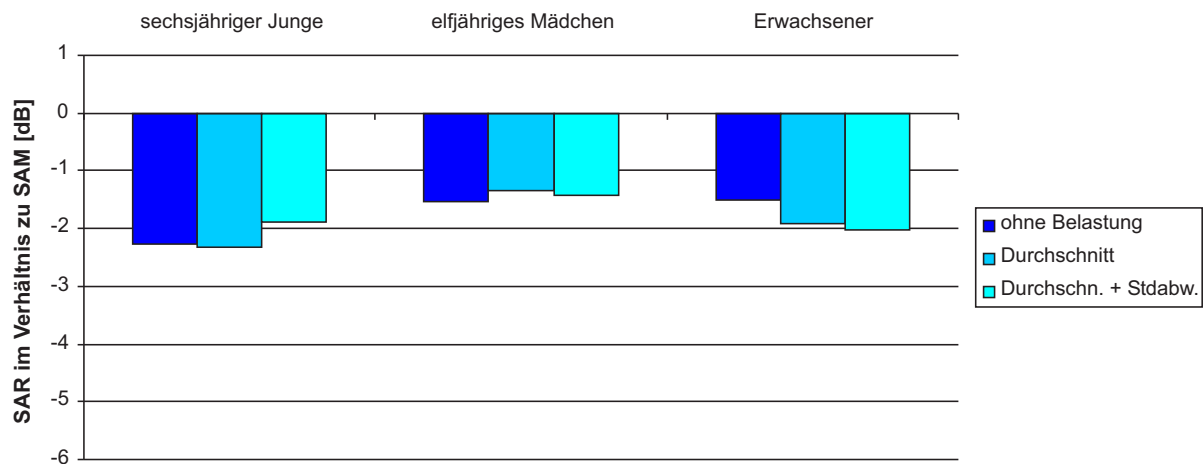


Abbildung 67: Verhältnis der 10 g Peak Spatial Average SAR für Ohr 1) in ursprünglicher Position, 2) bei durchschnittlicher Dicke der Ohrmuschel und 3) bei durchschnittlicher Dicke der Ohrmuschel abzüglich Standardabweichung bei 1800 MHz in „Touch“-Position (0 dB entsprechen einer 10 g Peak Spatial Average SAR von 5,3 W/kg bei 1 W Ausgangsleistung im SAM-Phantom (Abbildung 23) bei Belastung mit dem generischen Mobiltelefon mit *Monopolantenne*.)

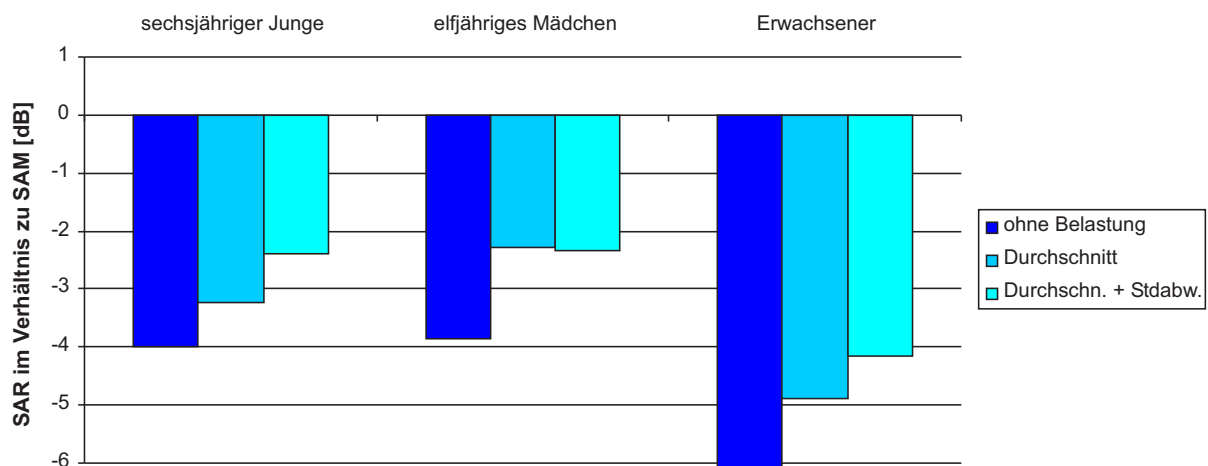


Abbildung 68: Verhältnis der 10 g Peak Spatial Average SAR für Ohr 1) in ursprünglicher Position, 2) bei durchschnittlicher Dicke der Ohrmuschel und 3) bei durchschnittlicher Dicke der Ohrmuschel abzüglich Standardabweichung bei 1800 MHz in „Tilted“-Position (0 dB entsprechen einer 10 g Peak Spatial Average SAR von 7,7 W/kg bei 1 W Ausgangsleistung im SAM-Phantom (Abbildung 23) bei Belastung mit dem generischen Mobiltelefon mit *Monopolantenne*.)

Unsicherheit bei der Bestimmung der SAR durch vereinfachte Modelle (z. B. durch das Flachphantom).⁷ Bei Kindern und Erwachsenen ändern sich die Abstände zwischen Ohrmuschel und Kopf in ähnlichem Maße. Daher sind keine charakteristischen Altersabhängigkeiten bei der SAR durch mechanische Belastung festzustellen.

⁷Dies äußert sich auch in einer Veränderung der Fußpunktimpedanz von etwa $80 + j25 \Omega$ (Flachphantom) auf $60 + j30 \Omega$ (Kopfmodell).

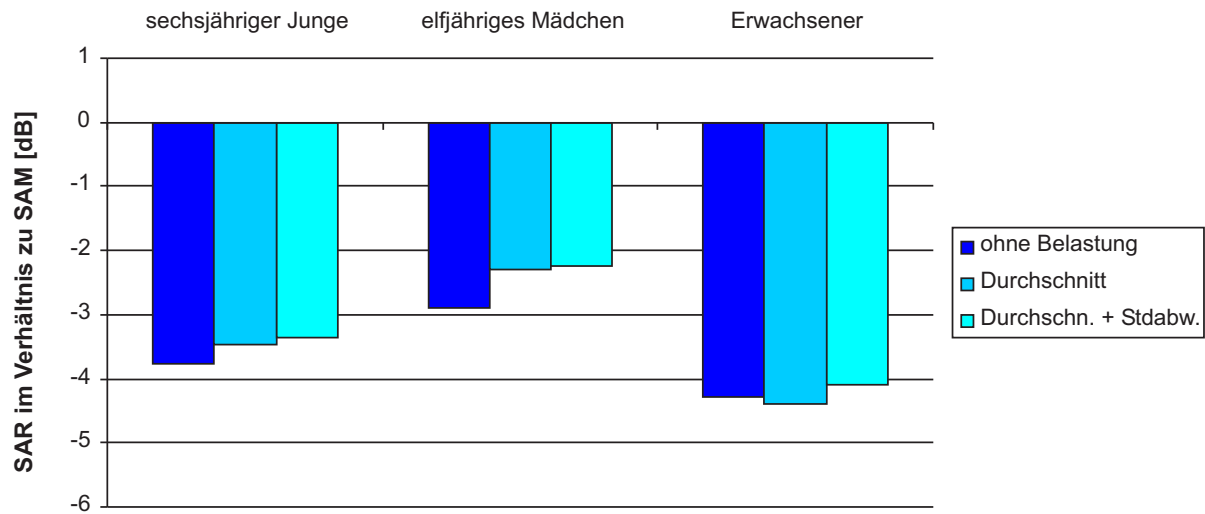


Abbildung 69: Verhältnis der 10 g Peak Spatial Average SAR für Ohr 1) in ursprünglicher Position, 2) bei durchschnittlicher Dicke der Ohrmuschel und 3) bei durchschnittlicher Dicke der Ohrmuschel abzüglich Standardabweichung bei 1800 MHz in „Touch“-Position (0 dB entsprechen einer 10 g Peak Spatial Average SAR von 5,6 W/kg bei 1 W Ausgangsleistung im SAM-Phantom (Abbildung 25) bei Belastung mit dem generischen Mobiltelefon mit integrierter Antenne.)

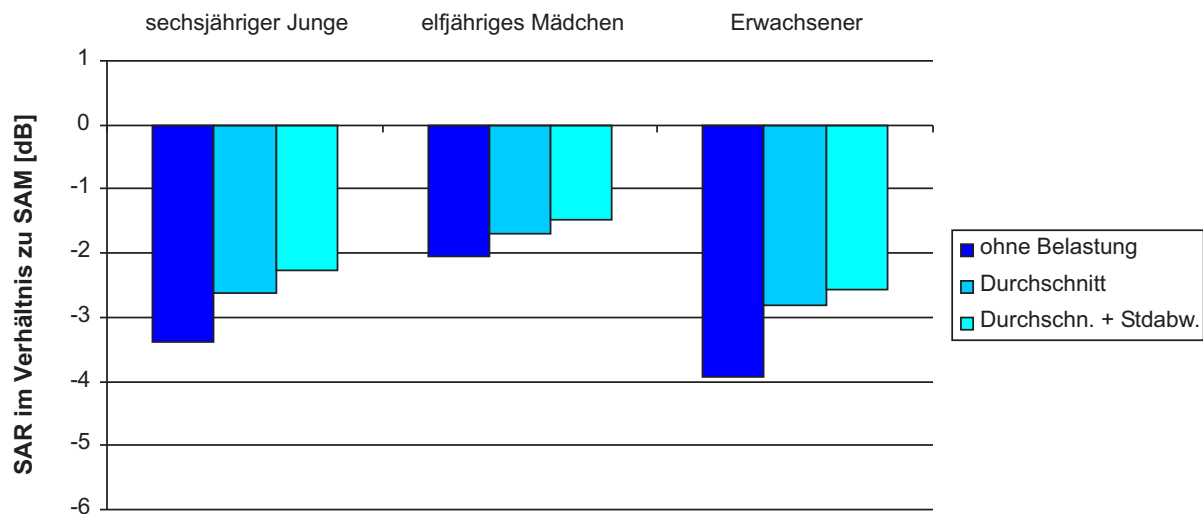


Abbildung 70: Verhältnis der 10 g Peak Spatial Average SAR für Ohr 1) in ursprünglicher Position, 2) bei durchschnittlicher Dicke der Ohrmuschel und 3) bei durchschnittlicher Dicke der Ohrmuschel abzüglich Standardabweichung bei 1800 MHz in „Tilted“-Position (0 dB entsprechen einer 10 g Peak Spatial Average SAR von 5,0 W/kg bei 1 W Ausgangsleistung im SAM-Phantom (Abbildung 25) bei Belastung mit dem generischen Mobiltelefon mit integrierter Antenne.)

4.6 Zusammenfassung

Die numerische Bestimmung der SAR mittels verschiedener anatomisch korrekter Kopfmodelle von Erwachsenen und Kindern unter Berücksichtigung von Altersabhängigkeiten der dielektrischen Gewebeparameter ergab keine charakteristischen Änderungen bezüglich der in einem würfelförmigen Volumen gemittelten Peak Spatial Average SAR [53]. Die Schwankungen zwi-

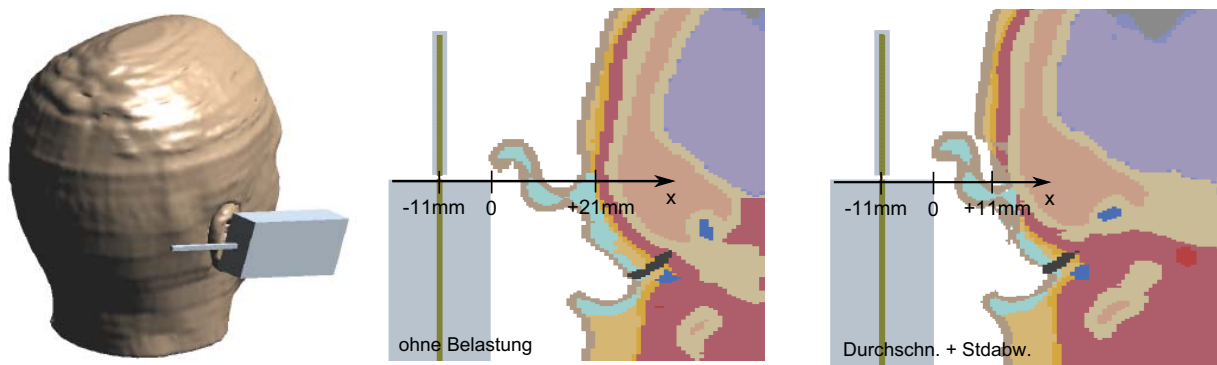


Abbildung 71: Abstand des Antennenfußpunktes zur Ohrmuschel und zum Kopfgewebe des Erwachsenen in der Position „Tilted“, links: dreidimensionale Darstellung, mitte: Querschnitt ohne Belastung, rechts: Querschnitt bei um den Durchschnitt + Standardabweichung angepreßter Ohrmuschel

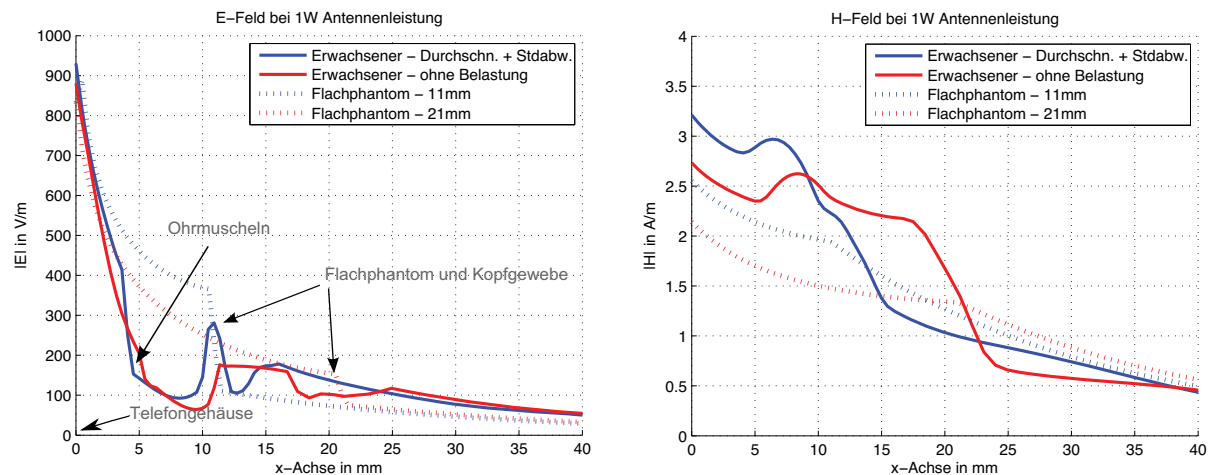


Abbildung 72: Betrag des E-Feldes (links) und des H-Feldes (rechts) entlang dem Antennenfußpunkt ($x = 0$ an der Oberfläche des Telefons, Koordinaten wie in Abbildung 71) bei 1W Speiseleistung im Kopfmodell des Erwachsenen in der Position „Tilted“ und in einem Flachphantom in entsprechendem Abstand

schen den einzelnen Modellen überschritten 3 dB nicht und liegen damit im Bereich ähnlicher Studien [45]. Ein typischer Zusammenhang zwischen altersbedingten Verlusten der elektrischen Leitfähigkeit der Gewebe und der SAR konnte nicht festgestellt werden.

Altersbedingte Unterschiede konnten jedoch bei der Belastung der inneren Hirnregionen und der Augen ermittelt werden. Bei den untersuchten Modellen und Konfigurationen kann die über die jeweiligen Regionen gemittelte SAR mit abnehmendem Alter um 4 dB (z. B. Hippocampus) oder 6 dB (Auge) ansteigen. Wesentlicher Faktor ist hierbei der Abstand der Strahlungsquelle von der belasteten Region. Bei Hirnregionen, die näher an der Strahlungsquelle liegen, kann die Belastung auf Grund anatomischer Unterschiede zwischen Erwachsenen und Kindern ebenfalls stark unterschiedlich sein. Dies liegt an der relativen Lage des Gehirns zum Strommaximum auf dem jeweiligen Mobiltelefon. Hier wurden Unterschiede der im Gehirn gemittelten Peak Spatial Average SAR von über 6 dB bei Kindern und Erwachsenen gefunden. Dies hat zwar keinen Einfluß auf die Typprüfung der Telefone, kann jedoch für die Interpretation epidemiologischer

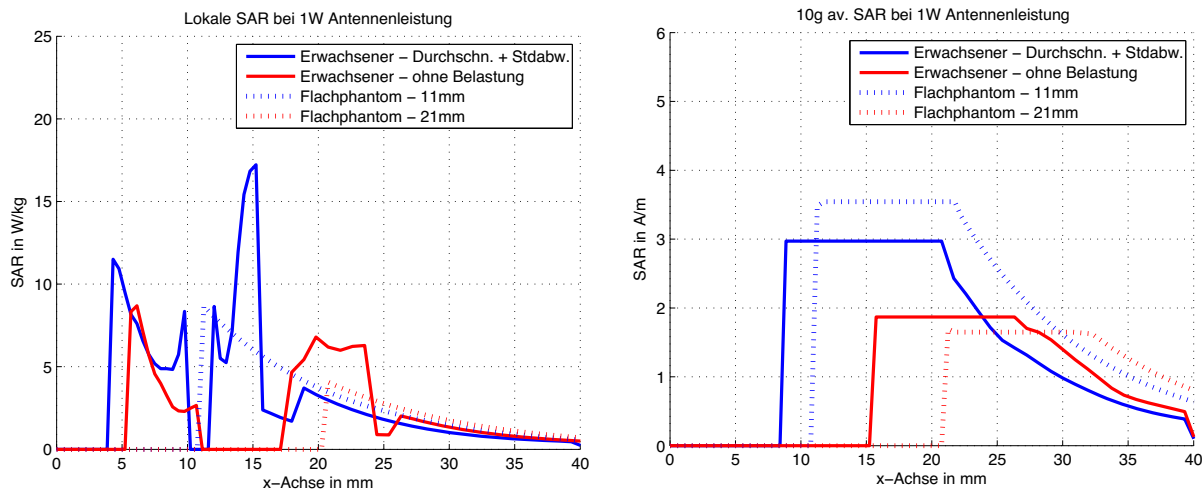


Abbildung 73: Betrag der lokalen SAR (links) und der über 10 g gemittelten Peak Spatial Average SAR (rechts) entlang dem Antennenfußpunkt ($x = 0$ an der Oberfläche des Telefons, Koordinaten wie in Abbildung 71) bei 1 W Speiseleistung im Kopfmodell des Erwachsenen in der Position „Tilted“ und in einem Flachphantom in entsprechendem Abstand (Die Unterschiede der x-Koordinaten zwischen den anatomischen Modellen und dem Flachphantom sind zum einen durch den Ausschluß der Gewebe der Ohrmuschel bei der Bestimmung der Position des Flachphantoms (lokale SAR) und zum anderen durch die Koordinaten des Mittelungsvolumens (Peak Spatial Average SAR) bedingt, das Kopfgewebe einschließt, das einen geringeren Abstand zur Antenne hat.)

Studien von Bedeutung sein.

Besonders große altersbedingte Unterschiede ergeben sich bei der Belastung im Knochenmark. Im Gegensatz zu den Geweben des Gehirns nehmen Permittivität und elektrische Leitfähigkeit von Knochenmark mit zunehmendem Alter stark ab. Der Einfluß auf die SAR kann bis zu ± 5 dB betragen, wenn nur Knochenmarksgewebe eingeschlossen wird. Berücksichtigt man auch die umliegenden Gewebe, wird der Einfluß der relativ dünnen Knochenmarksschichten im Schädel vernachlässigbar, wenn man die SAR in einem würfelförmigen Volumen mittelt.

Soll ein beliebig zusammenhängendes Gebiet gewählt werden [11], kann es bei entsprechenden SAR-Verteilungen zu großen Abweichungen kommen. Beispielsweise können sich durch Stehweleneffekte in geschichteten Geweben lokale Maxima in dünnen Gewebeschichten ausbilden, wobei der Unterschied zwischen einem würfelförmigen Volumen und einem beliebig zusammenhängenden Gebiet bis zu 6 dB betragen kann [63]. Es sollte jedoch auch beachtet werden, daß dies zu sehr großen Verhältnissen der Oberfläche zum Volumen des Gebietes führen kann [64].

Die Auswertung des Abstands des äußeren Randes der Ohrmuschel zum Kopf bei einer Belastung durch eine Lehre in Form eines Mobiltelefons ergab keine charakteristischen Unterschiede zwischen Kindern und Erwachsenen. Anpressen der Ohrmuscheln durch das Telefon in den numerischen Modellen ergab bei Belastung mit einem generischen Telefon einen Anstieg der SAR um bis zu 2 dB. Dieser Anstieg erfolgt bei Kindern und Erwachsenen in ähnlichem Maße.

5 Numerische und experimentelle Bestimmung des Temperaturanstiegs

5.1 Numerische Bestimmung des Temperaturanstiegs unter Grenzfallbedingungen

5.1.1 Gewebeparameter und untersuchte Szenarien für die numerische Grenzfallbestimmung

Die Untersuchungen der Absorption der elektromagnetischen Felder der Mobiltelefone in Abschnitt 4 ergab keine charakteristischen Unterschiede für bestimmte Altersklassen der Gewebeparameter oder für eine bestimmte Bauart des Telefons oder der Antenne. Daher wurden die folgenden Auswertungen des herbeigeführten Temperaturanstiegs auf das generische Telefon mit Monopolantenne und die Gewebeparameter des Cole-Cole-Modells beschränkt [49]. Die Simulationen wurden bei 900 MHz und 1800 MHz in den Positionen „Touch“ und „Tilted“ mit allen vier Kopfmodellen durchgeführt. In der einschlägigen Literatur findet sich eine große Bandbreite thermischer Gewebeparameter. Diese sind in [23, 65] zusammengestellt. Für die Grenzfallbestimmungen wurden die einzelnen Parameter der jeweiligen Gewebe (Wärmekapazität, thermische Leitfähigkeit, Wärmetransferrate und Wärmeerzeugung) zu drei Parametersätzen kombiniert, daß sich minimale, maximale und eine mittlere Gewebeerwärmung ergibt. Diese drei Parametersätze sind in Tabelle 5 aufgeführt.

Bei allen Simulationen wurde die Sendeleistung der Telefonmodelle auf 0,25 W (CW) eingestellt. Als Anfangsbedingung wurde eine Umgebungstemperatur von 22°C und eine Gewebetemperatur von 37°C gewählt. Wärmeleitung zum Telefon wurde unterbunden. Zum Temperatureausgleich liefen die Simulationen zunächst 4800 s (simulierte Zeit). Danach wurde die Hochfrequenzleistung für weitere 4800 s zugeführt. Diese Zeitdauer ist für Konvergenz der Temperaturverteilung ausreichend.

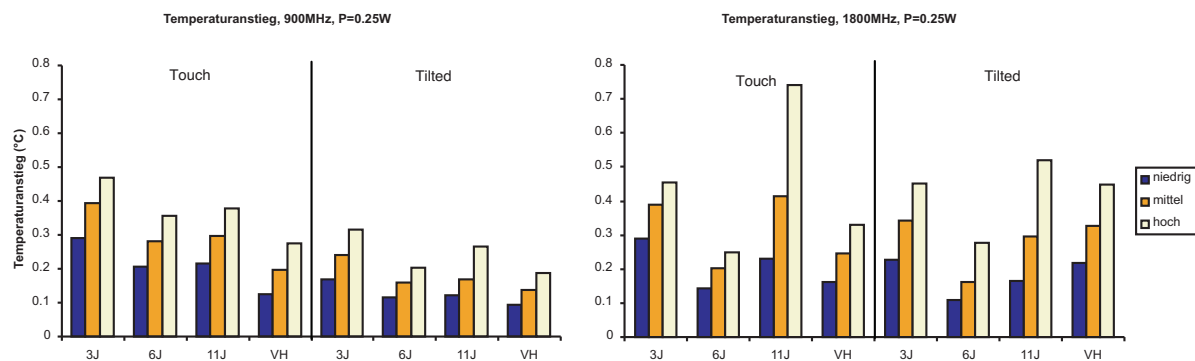


Abbildung 74: Simulierter maximaler Temperaturanstieg bei Belastung durch das generische Telefon mit Monopolantenne bei einer Speiseleistung von 0,25 W in allen Kopfmodellen für alle Parametersätze (Tabelle 5) bei 900 MHz und 1800 MHz in den Positionen „Touch“ und „Tilted“

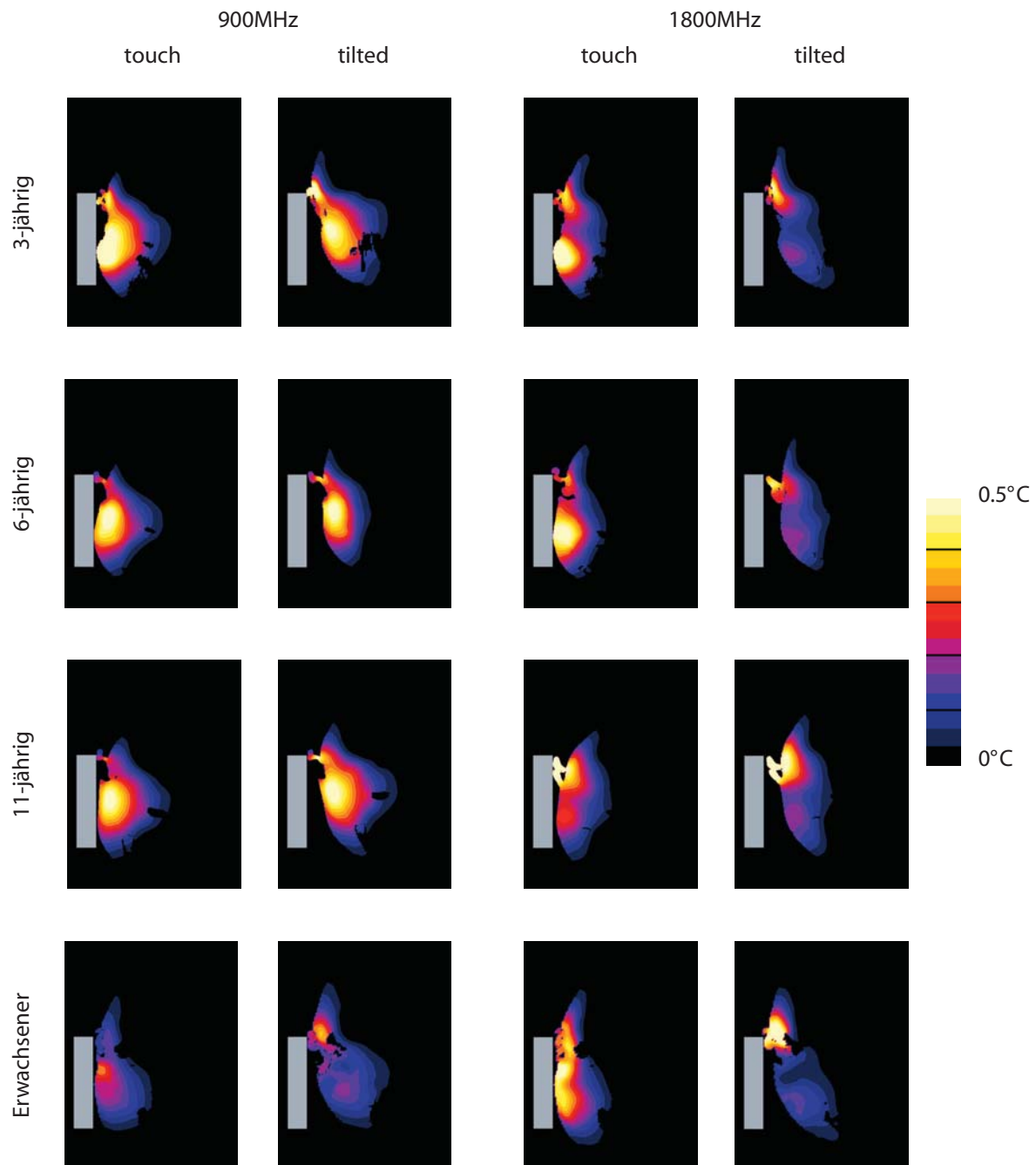


Abbildung 75: Verteilung des durch Befeldung mit dem generischen Telefon mit Monopolantenne bedingten Temperaturanstiegs für 0,25 W Speiseleistung und mittlerem Parametersatz nach Tabelle 5)

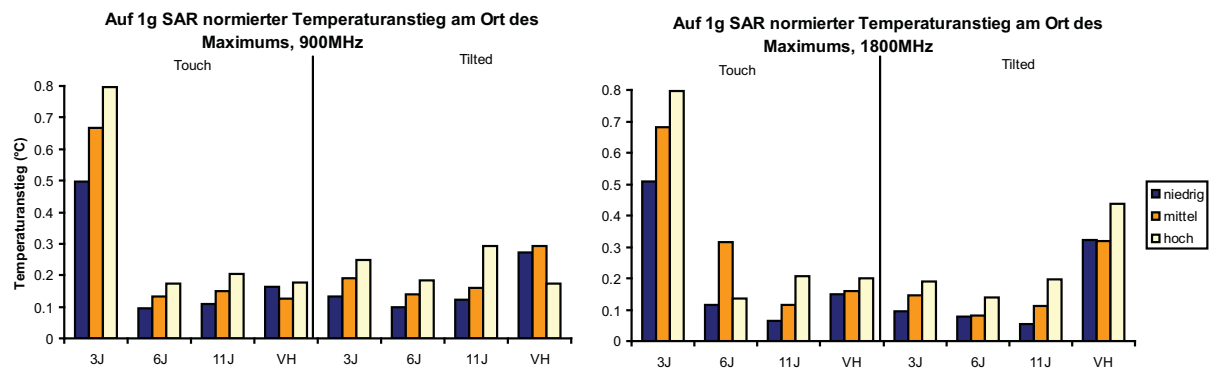


Abbildung 76: Simulierter maximaler Temperaturanstieg bei einer 1 g SAR von 1 W/kg am Ort des Maximums in allen Kopfmodellen für alle Parametersätze (Tabelle 5) bei Befeldung mit dem generischen Telefon mit Monopolantenne bei 900 MHz und 1800 MHz in den Positionen „Touch“ und „Tilted“

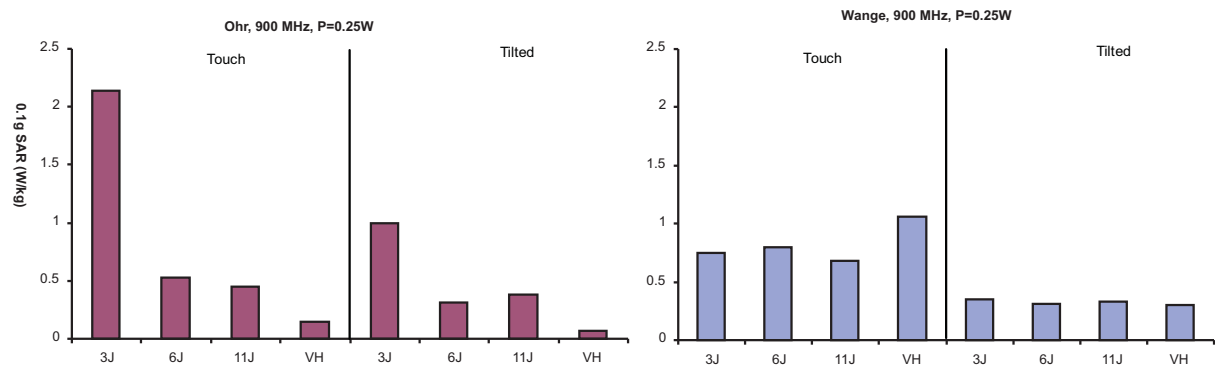


Abbildung 77: Simulierte über ein kleines Volumen (etwa 1 mm³) gemittelte SAR bei Befeldung mit dem generischen Telefon mit Monopolantenne und einer Speiseleistung von 0,25 W an den Positionen der Temperatursensoren (Abschnitt 5.2.1) in allen Kopfmodellen bei 900 MHz in den Positionen „Touch“ und „Tilted“

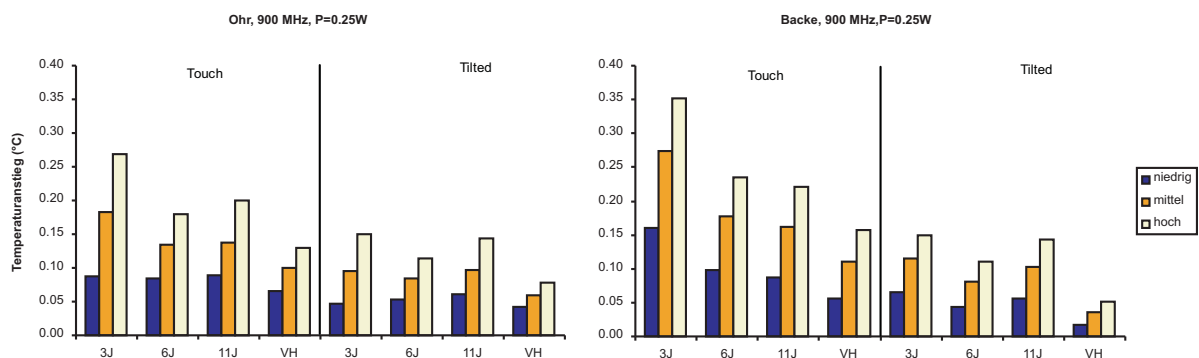


Abbildung 78: Simulierter Temperaturanstieg an den Positionen der Temperatursensoren (Abschnitt 5.2.1) in allen Kopfmodellen für alle Parametersätze (Tabelle 5) bei Befeldung mit dem generischen Telefon mit Monopolantenne und einer Speiseleistung von 0,25 W bei 900 MHz in den Positionen „Touch“ und „Tilted“

Gewebe	Wärmekapazität			Therm. Leitfähigkeit			Wärmetransferrate			Wärmeerzeugung		
	mittel	niedrig	hoch	mittel	niedrig	hoch	mittel	niedrig	hoch	mittel	hoch	niedrig
	J/kg/K	J/kg/K	J/kg/K	W/m/K	W/m/K	W/m/K	W/m ³ /K	W/m ³ /K	W/m ³ /K	W/kg	W/kg	W/kg
Blut	3650	3800	3900	0,38	0,30	0,51	0	0	0	0	0	0
Knochen	1370	1300	1590	0,42	0,3	0,65	615	59	1000	0,05	0	0,15
Gehirn allgemein	3610	3500	3680	0,53	0,5	0,6	31900	22300	39100			
Knorpel	3110	2280	3670	0,40	0,21	0,53	3750	57	9100	0,37	0,004	0,909
Kleinhirn	4000	3700	4200	0,59	0,57	0,6	35000	35000	35000	9,6	9,6	9,6
Liquor	3920	3800	4000	0,58	0,5	0,6	0	0	0	0	0	0
Fett	2400	2300	2500	0,23	0,22	0,25	911	343	2090	0,12	0,005	0,197
Graue Substanz	3690	3680	3700	0,58	0,57	0,6	34900	34600	35000	10,6	9,6	12,6
Linse	3000	3000	3000	0,42	0,4	0,5	0	0	0	0	0	0
Muskel	3600	3500	3700	0,52	0,50	0,6	2380	1370	3500	0,67	0,66	0,673
Parotis	3650	3600	3700	0,50	0,42	0,57	21600	18000	25000	8,2	6,7	9,7
Sklera	4110	3900	4200	0,56	0,5	0,6	0	0	0	0,12	0	0,35
Haut	3560	3430	3780	0,38	0,27	0,5	13000	6840	35600	1,0	0,91	1,1
Zunge	3300	3300	3300	0,41	0,4	0,42	13000	13000	13000	3,6	3,6	3,6
WeißSe Substanz	3600	3600	3600	0,5	0,5	0,5	30100	18200	30800	10,6	9,6	12,542
Knochenmark	4190			0,6			0			5,6		
Bindegewebe	3600	3600	3600	0,36	0,36	0,38	2330	2040	2900	0,84	0,80	0,88
Hornhaut	3800			0,52			2650			0		
Speiseröhre	3500			0,52			27000			0,6		
Nerven	3664			0,46			38500			6,8		
Sehnen	3500			0,5			3750			1,4		
Glaskörper	3900			0,59			0			0		

Tabelle 5: Gewebeparameter für niedrigsten, mittleren und höchsten Temperaturanstieg

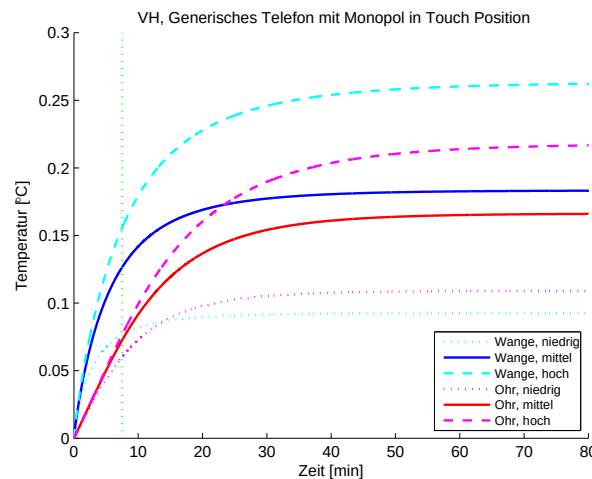


Abbildung 79: Temperaturanstieg an den Positionen der Temperatursensoren bei Simulation des Visible Human mit generischem Telefon (900 MHz, 2,0 W/kg 10 g SAR, alle Parametersätze)

5.1.2 Ergebnisse

Abbildung 74 zeigt den maximalen Wert des Temperaturanstiegs in allen vier Kopfmodellen bei 900 MHz und 1800 MHz in beiden Positionen in Abhängigkeit der thermischen Parameter für eine vorgegebene Speiseleistung der Telefone von 0,25 W. Die Verteilung des Temperaturanstiegs ist in Abbildung 75 dargestellt. In Abbildung 76 ist der Temperaturanstieg alternativ auf eine 1 g SAR von 1 W/kg am Ort des Temperaturmaximums normiert. Normiert man auf die Speiseleistung, scheint bei 900 MHz eine Tendenz zu größerem Temperaturanstieg bei den Kindermodellen vorzuliegen. Dies bestätigt sich durch die Ergebnisse bei 1800 MHz allerdings nicht. Zusätzlich kann der Temperaturanstieg je nach Wahl der Gewebeparameter um mehr als 100 % schwanken.

Normiert man auf die Peak Spatial Average SAR am Ort des Temperaturmaximums (Abbildung 76), ist eine einfache Korrelation zwischen der Belastung des Gewebes und dem Temperaturanstieg ebenfalls nicht möglich. Dies zeigen die Abweichungen beim dreijährigen Kind bei 900 MHz in „Touch“-Position. Hier liegt der maximale Temperaturanstieg in einer schlecht durchbluteten Fettschicht mit relativ hohem lokalem E-Feld. Dies ist darauf zurückzuführen, daß die SAR an dieser Stelle auf Grund der elektrischen Leitfähigkeit der Fettschicht ebenfalls sehr niedrig ist. Dies muß beachtet werden, wenn die lokale SAR zur Beurteilung der möglichen Gewebeerwärmung herangezogen werden soll [66, 65]. Ein direkter Vergleich mit beispielsweise Muskel-, Haut- oder Hirngewebe mit der Erwärmung in einer Fettschicht erscheint daher schwierig.

In Abbildungen 77 und 78 zeigen die auf eine Speiseleistung von 0,25 W normierte SAR und den Temperaturanstieg auf der Wange (Berührungspunkt des Telefons in „Touch“-Position) und im Gehörgang, wo bei der experimentellen Auswertung die Temperatur erfaßt wurde (Abschnitt 5.2). Da die Messungen bei 900 MHz durchgeführt wurden, sind in Abbildungen 77 und 78 auch nur Ergebnisse für diese Frequenz angegeben. Der zeitliche Verlauf des Temperaturanstiegs im Modell des Erwachsenen ist in Abbildung 79 dargestellt.

5.2 Experimentelle Bestimmung des Temperaturanstiegs durch Gebrauch von Mobiltelefonen

5.2.1 Versuchsanordnung zur Messung des Temperaturanstiegs im Gehörgang und auf der Haut

Zur Messung der Temperatur im Gehörgang und auf der Haut der Probanden werden die in Abschnitt 2.4 beschriebenen Temperatursonden verwendet. Für die Messung der Temperatur auf der Wange können diese Sonden direkt mit medizinischem Klebeband befestigt werden. Für die Platzierung der Sonden im Gehörgang wird die in Abbildung 80 dargestellte einfache und zweckmäßige Anordnung vorgeschlagen. Die Sonde wird in einem Teflonschlauch in einem weichen Ohrenstöpsel befestigt. Die Sondenspitze liegt frei auf der Oberfläche des Ohrenstöpsels. Zum Einführen der Sonde in den Gehörgang kann der Ohrenstöpsel zusammengedrückt werden. Der Schlauch schützt dabei die Zuleitung der Sonde. Im Gehörgang wird die Meßspitze der Sonde durch den sich entfaltenden Ohrenstöpsel von innen an die Haut des Gehörgangs gepreßt, so daß die sichere thermische Ankopplung gewährleistet ist.

Durch den Stöpsel sind die Sonde und der Gehörgang thermisch von der Umgebungstemperatur isoliert, und die Kühlung der Hautoberfläche durch Konvektion wird unterbunden. Für die Erfassung eines sehr geringen Temperaturanstiegs, wie er bei der vorgesehenen Befeldung zu erwarten ist, erscheint diese Anordnung besonders günstig, da sie Unsicherheiten durch den Einfluß der Umgebung minimiert.

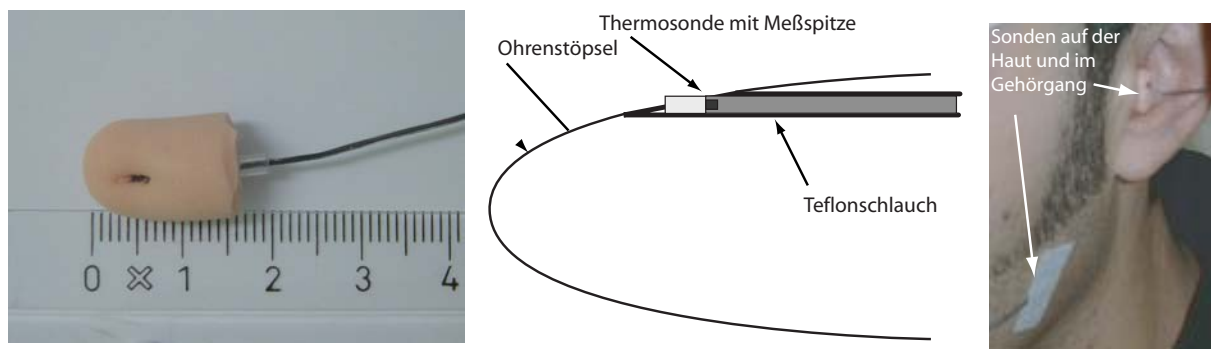


Abbildung 80: Vorrichtung zur Befestigung des Temperatursensors im Gehörgang: Aufbau (links), Skizze (mitte) und am Probanden angebrachte Sonden (rechts)

Die Expositionseinrichtung zur Befeldung der Probanden besteht aus einem Signalgenerator und einem Verstärker zur Speisung eines generischen Mobiltelefons mit Monopolantenne (Abbildung 81). Die Komponenten der Expositionseinrichtung sind in Tabelle 6 zusammengefaßt. Ein solches generisches Telefon ist in Abbildung 82 dargestellt. Es besteht aus einer zwischen zwei dielektrischen Quadern montierten Massefläche, auf der eine Monopolantenne angebracht ist. Die Speisung des Telefons erfolgt durch einen eingebauten $\lambda/4$ -Stub, der Oberflächenströme auf der Zuleitung unterdrückt.

Die Telefonmodelle wurden bereits in [45] validiert. Die Bestimmung der SAR unter besonderer Berücksichtigung der Anatomie der Köpfe von Kindern wird im zweiten Arbeitspaketes des Projektes vor den eigentlichen Messungen an den Probanden erfolgen.

Wie bereits erwähnt, wird für die Befeldung ein generisches GSM-Signal verwendet (GSM-basic [67]). Die SAR wird während der Befeldung durch Kontrolle der Vorwärtsleistung des Verstärkers und der reflektierten Leistung automatisch nachgeregelt. Zusätzlich wird die maximale Speiseleistung der Antenne durch ein Dämpfungsglied begrenzt. Die Speiseleistung des generischen Telefons (900 MHz) wird so gewählt, daß der Grenzwert der 10 g SAR von 2,0 W/kg

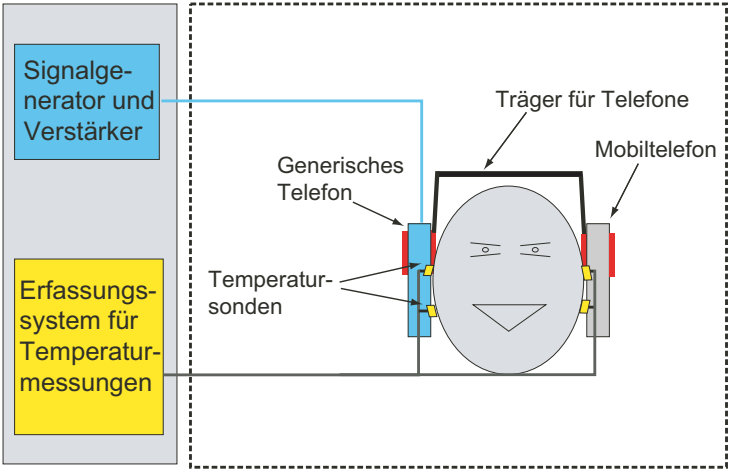


Abbildung 81: Expositions- und Meßeinrichtung für die Telefone und die Temperatursonden

Komponente	Typ
Signalgenerator	Rohde & Schwarz SML02
Verstärker	LS-Elektronik
Richtkoppler	MECA 722N-20-1.500V
Detektordioden	Advanced Control Components ACSP-2663NZC15
Dämpfungsglied	50 W, 3 dB (JFW 50FH)
Datalogger	Agilent 34970A
Generisches Telefon	Eigenentwicklung
Basisstationssimulator	Rohde & Schwarz CNU200
Mobiltelefon	aus den Untersuchungen zu bestimmen
Meßwerterfassungssystem	SPEAG EASY 4
Meßwandler	SPEAG DAEasy 4
Temperatursonden	SPEAG T1LAB

Tabelle 6: Komponenten der Expositionseinrichtung



Abbildung 82: Generisches Mobiltelefon mit Monopolantenne für 900 MHz (links), SAR-Messung am SAM-Phantom (rechts)

unter Beachtung der Unsicherheit (Abschnitt 6.3) nicht überschritten wird.

Als handelsübliches Telefon wurde das mit einer Multibandhelixantenne ausgestattete Motorola T250 gewählt (Abschnitt 4.2). Das T250 wurde bei Power Control Level 5 (PCL5, ca. 32 dBm Ausgangsleistung) GSM900-Band betrieben. Die 10 g SAR beträgt unter diesen Bedingungen 0,6 W/kg [52].

5.2.2 Meßprotokoll

Sämtliche Messungen werden in einem klimatisierten Raum durchgeführt, dessen Temperatur auf 20°C eingestellt wird. Um den Ausgleich zwischen der Körpertemperatur des Probanden und den Telefonen zu beschleunigen, werden die Telefone vor den Messungen in einem Klimaschrank auf 37°C vorgewärmt. Während der Messungen muß die Klimaanlage jedoch ausgeschaltet bleiben, da das Rauschen des Meßsignals durch den Luftzug übermäßig ansteigt. Ein geringer Anstieg der Raumtemperatur über die Dauer des Versuchs läßt sich daher nicht vermeiden.

Während des Verlaufs der Testmessungen erschien es daher sinnvoll, anstelle der im ursprünglichen Protokoll ([35]) vorgesehenen einmaligen Befeldung von 15 Minuten für jedes Telefon zwei Befeldungsperioden von je 7,5 Minuten durchzuführen. Dies erlaubt ein deutlicheres Erkennen des Temperaturanstiegs beim Einschalten der Befeldung, ohne die gesamte Dosis für die Probanden zu steigern.

Die Messungen werden nach folgendem einfachblindem Protokoll durchgeführt:

- Einführendes Gespräch während einer dreißigminütigen Ruhephase nach dem Eintreffen, in dem die Probanden über die praktische Durchführung der Studie, ihr Ziel und die möglichen Risiken informiert werden
- Messung der Körpertemperatur im Gehörgang durch ein Infrarotthermometer
- Positionierung der Temperatursonden in beiden Gehörgängen und auf beiden Wangen, Beginn der Temperaturaufzeichnung
- Positionierung der Befeldungseinrichtung
- 30 Minuten Scheinbefeldung (Stabilisierung der Temperatur der Sonden im Gehörgang, beide Seiten des Kopfes)
- 7,5 Minuten Befeldung durch das generische Telefon mit einer 10 g Peak Spatial Average SAR von 2 W/kg, rechte Seite des Kopfes, weiterhin Scheinbefeldung auf der linken Seite des Kopfes
- 7,5 Minuten Scheinbefeldung (beide Seiten des Kopfes)
- 7,5 Minuten Befeldung durch das generische Telefon
- 7,5 Minuten Scheinbefeldung (beide Seiten des Kopfes)
- 7,5 Minuten Befeldung durch das Mobiltelefon T250 (PCL 5, ca. 33 dBm Ausgangsleistung), linke Seite des Kopfes, weiterhin Scheinbefeldung auf der rechten Seite des Kopfes *oder*
- 7,5 Minuten Scheinbefeldung (beide Seiten des Kopfes)
- 7,5 Minuten Befeldung durch das Mobiltelefon T250
- 7,5 Minuten Scheinbefeldung (beide Seiten des Kopfes)

- Abbau der Befeldungseinrichtung und der Temperatursonden, Ende der Temperaturofzeichnung
- Abermalige Messung der Körpertemperatur im Gehörgang durch ein Infrarotthermometer
- Versuchsende

Die Durchführung des Versuches mit Erwachsenen und Kindern wurde von der Ethikkommission der ETH Zürich genehmigt. Eine entsprechende Probandenversicherung wurde abgeschlossen. Die Rekrutierung der Teilnehmer erfolgte im Bekanntenkreis und durch Kleinanzeigen. Es wurden Messungen an 16 Erwachsenen durchgeführt. Die Rekrutierung der Kinder war trotz der langen Zeitdauer der Ausschreibung des Versuches schwierig, so daß die Messungen an Kindern auf acht Freiwillige im Alter zwischen sechs und acht Jahren beschränkt werden mußten.

5.2.3 Versuchsmessungen

Die Ergebnisse einer mit dem Aufbau ohne Befeldung durchgeführten Versuchsmessung sind in Abbildung 83 dargestellt. Bei der Messung auf der Wange stellt sich relativ schnell eine konstante Temperatur ein. Das im Vergleich zur Messung im Gehörgang etwas höhere Rauschen ist auf den größeren Einfluß der Schwankungen Umgebungstemperatur durch Luftzug zurückzuführen. Bei der Messung im Gehörgang werden etwa acht Minuten bis zur Stabilisierung des Meßwertes benötigt. Dies ist darauf zurückzuführen, daß der Ohrenstöpsel ebenfalls auf Körpertemperatur erwärmt werden muß. Die Bestimmung einer Zeitkonstante, die den Erwärmungsvorgang beschreibt, ist jedoch schwierig, da sich der Ohrenstöpsel nach dem Einführen in den Gehörgang entfaltet und sich daher das Luftvolumen im Gehörgang und der Anpreßdruck des Sensors auf die Haut ändern. Aufeinanderfolgende Messungen desselben Probanden haben gezeigt, daß bei neuer Positionierung des Sensors im Gehörgang desselben Probanden bei unmittelbar aufeinanderfolgenden Messungen eine Wiederholgenauigkeit der gemessenen Temperatur von besser als $\pm 0.03^\circ\text{C}$ erreicht werden kann. Trotzdem können geringe Schwankungen der Körpertemperatur über den Meßzeitraum nicht ausgeschlossen werden. Die Temperatur wird daher über den gesamten Versuchszeitraum auch nach der eigentlichen Befeldung noch erfaßt.

Weitere Testmessungen wurden an einem mit Gel gefüllten Kopfphantom vorgenommen. Die dielektrischen Eigenschaften dieses Gels entsprechen denen der standardisierten gewebesimulierenden Flüssigkeiten, seine thermischen Eigenschaften gleichen annähernd denen von Wasser. Die Speiseleistung des generischen Telefons wurde so gewählt, daß die 10 g SAR bei 10 W/kg lag. Abbildung 84 zeigt die Versuchsanordnung sowie den gemessenen Anstieg und Abfall der Temperatur bei Ein- und Ausschalten des Telefons in Intervallen von 20 Minuten, wobei Temperaturdifferenzen von etwa $0,5^\circ\text{C}$ im Ohr und etwa $0,7^\circ\text{C}$ in der Wange erreicht werden.

Abbildung 85 zeigt beispielhaft eine Testmessung an einem Probanden, die mit dem Mobiltelefon Motorola Timeport T250 (Abbildung 14, rechts) und dem generischen Telefon (Abbildung 14, mitte) durchgeführt wurden. Ein- und Ausschalzeiten der Hochfrequenz sind durch gelbe bzw. grüne Linien gekennzeichnet.⁸ Das T250 wurde zum Zeitpunkt $t = 23$ Minuten eingeschaltet. Zu diesem Zeitpunkt sendete das Telefon noch nicht. Erst ab $t = 25$ Minuten wurde die Hochfrequenzleistung (PCL5-Modus) in Intervallen von 7,5 Minuten zugeschaltet. Der Betrieb des T250 führt zu einer Erwärmung der Wange des Probanden von über 1°C . Da diese Erwärmung unabhängig vom Zuschalten der Hochfrequenzleistung auftritt, kann gefolgert werden, daß der größte Teil dieser Erwärmung durch elektrische Verluste in der Batterie oder der Elektronik des Gerätes entsteht. Beim Aus- und Einschalten der Hochfrequenz (bei $t = 32,5$ Minuten und $t = 40$ Minuten) lassen sich nur geringe Schwankungen der Temperatur beobachten.

⁸Die Ein- und Ausschalzeiten werden im Meßprotokoll in Abschnitt 5.2.2 näher erläutert.

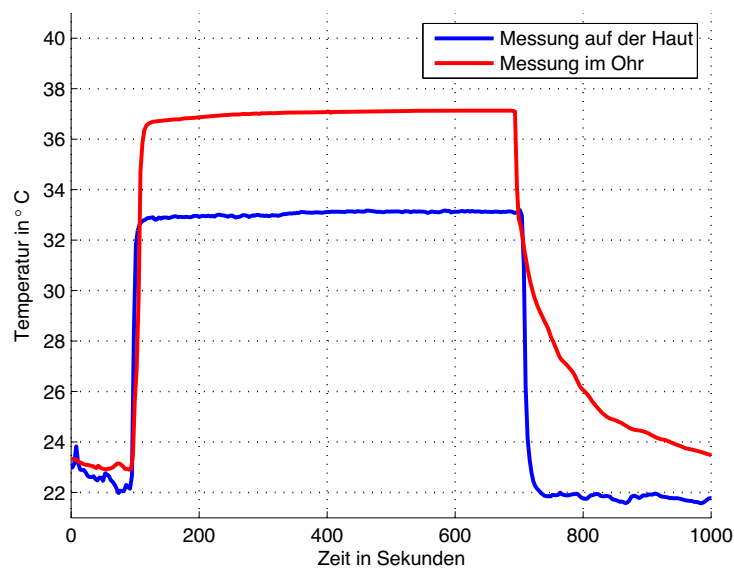


Abbildung 83: Verlauf der Temperatur im Gehörgang und auf der Haut während einer Versuchsmessung

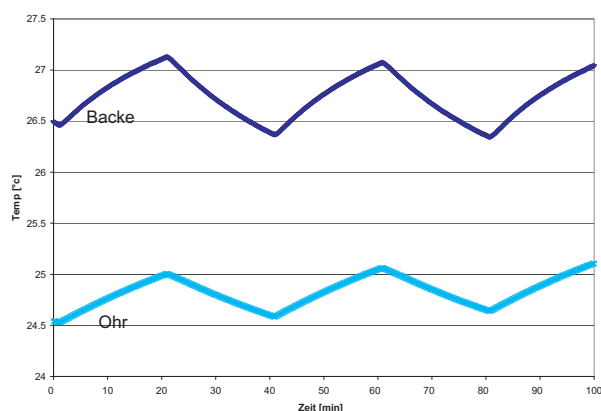


Abbildung 84: links: Temperaturanstieg an der Wange und am Ohrreferenzpunkt des SAM-Phantoms bei periodischer Befeldung durch das generische Telefon mit 10 W/kg, rechts: Testanordnung zur Temperaturerfassung: mit gewebesimulierendem Gel gefülltes SAM-Phantom und generisches Telefon

Einschalten des generischen Telefons führt bei einer 10 g SAR von 2 W/kg zu einem geringen Temperaturanstieg von etwa 0,1°C im Gehörgang. Auf Grund des Luftzuges an der Wange entstehen geringe Temperaturschwankungen. Diese Störungen schlagen sich auf dem Meßsignal als Rauschen nieder. Daher ist bei dieser Einzelmessung keine genaue Aussage möglich.

Um den Temperaturanstieg durch die Erwärmung des Telefons und durch die durch das Abschalten der Klimaanlage bedingte der Erwärmung der Raumluft aus den Messergebnissen hinauszufiltern, wurde von den Meßkurven eine über den Betriebszeitraum des jeweiligen Telefons angepaßte Exponentialfunktion abgezogen. Auf diese Weise kann lediglich der Anteil des Temperaturanstiegs, der durch die im Gewebe des Probanden absorbierte Hochfrequenzleistung bedingt ist, ermittelt werden.

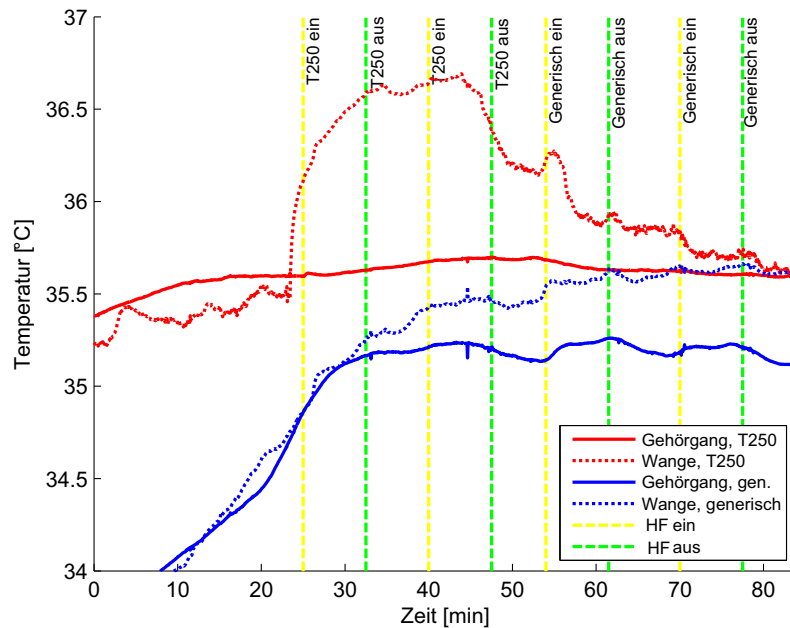


Abbildung 85: Temperaturverlauf der Messung eines Freiwilligen bei Belastung durch das T250 bei einer 10 g Peak Spatial Average SAR von 0.6 W/kg und durch das generische Telefon mit Monopol bei einer 10 g Peak Spatial Average SAR von 2 W/kg (Die Ein- und Ausschaltzeiten der beiden Telefone sind durch die gelben und grünen Linien gekennzeichnet.)

5.2.4 Ergebnisse

Die an 16 männlichen erwachsenen Probanden durchgeführten Messungen (Abbildung 86, linke untere Kurve, dunkelblau) zeigen nach den in Abschnitt 5.2.3 beschriebenen Korrekturen einen durchschnittlichen Temperaturanstieg von etwa 0,06 K nach 7,5 Minuten Belastung mit einer 10 g SAR von 2,0 W/kg. Die Werte des Sensors auf der Wange (Abbildung 86, linke obere Kurve, dunkelblau) liegen in ähnlicher Größenordnung, sind aber deutlich stärker verrauscht, so daß direkte Schlußfolgerungen nicht möglich sind. Beim T250 läßt sich bei den Messungen auf der Wange ebenfalls ein Temperaturanstieg von etwa 0,05 K nach 7,5 Minuten Belastung beobachten (Abbildung 86, rechte obere Kurve, rot). In diesen Abbildungen ist die Erwärmung durch die elektrischen Verluste des T250 mittels der in Abschnitt 5.2.3 beschriebenen Näherung durch eine Exponentialfunktion herauskorrigiert, so daß die für das T250 dargestellten Werte lediglich die Abweichung von dem durch die elektrischen Verluste im Telefon verursachten deutlich größeren Temperaturanstieg beschreiben, wie er in Abbildung 85 gezeigt wird. Zu Ergebnissen vergleichbarer Größenordnung kommen auch die in [68, 69] beschriebenen Untersuchungen.⁹

Die Auswertung der Meßunsicherheiten folgt der in [70, 71] beschriebenen Vorgehensweise und ist in den Tabellen 7-10 zusammengefaßt. Hierbei wird auf Grund des Einflusses des Luftzuges zwischen Wange und Gehörgang und auf Grund der SAR-Bestimmung und Speisung zwischen dem generischen Telefon und dem T250 unterschieden. Es ergeben sich Meßunsicherheiten zwischen 3,1 dB und 3,6 dB.

⁹Auf den in [68, 69] ebenfalls untersuchten Anstieg der Hauttemperatur durch Isolation durch das Telefon wird hier bewußt nicht eingegangen, da die Zielsetzung des Versuches lediglich die Bestimmung der durch die Hochfrequenz herbeigeführte Erwärmung ist. Entsprechend sieht das Versuchsprotokoll (Abschnitt 5.2.2) auch eine dreißigminütige Scheinbefeldung zum Angleich der Temperaturen zwischen Proband und Telefon vor.

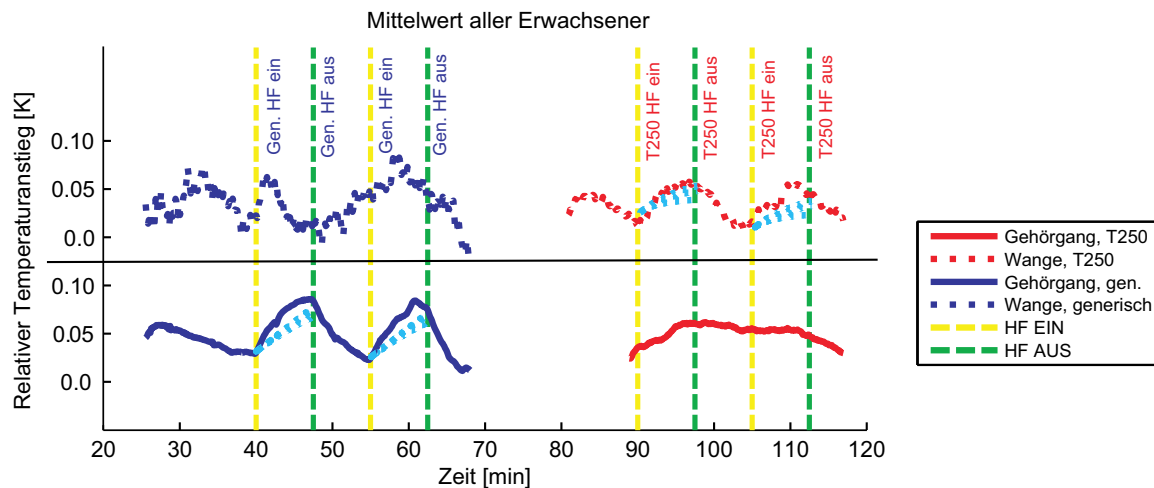


Abbildung 86: Durchschnittlicher durch die HF bedingter Temperaturanstieg der Messungen der 16 Erwachsenen (Die hellblauen Kurven im linken Graphen zeigen den simulierten Anstieg der Temperatur normiert auf eine Speiseleistung des Telefons von 0,25 W (alle drei Parametersätze nach Tabelle 5))

Die in Abbildung 79 dargestellten Simulationsergebnisse des Temperaturanstiegs im Modell des Erwachsenen wurden auf die Eingangsleistung der beiden im Versuch verwendeten Telefonmodelle von 0,25 W skaliert. Sie sind Abbildung 86, links, als hellblaue Kurven hinzugefügt.¹⁰ Für das generische Telefon entsprechen die Meßresultate größenordnungsmäßig dem simulierten Temperaturanstieg. Beim T250 erscheint diese Schlußfolgerung schwierig. Sowohl der gemessene als auch der simulierte Temperaturanstieg sind ähnlich, eine zusätzliche Erwärmung des Telefons durch den Anstieg der elektrischen Verluste beim Einschalten des Senders kann jedoch nicht ausgeschlossen werden.

Abbildung 87 zeigt den durchschnittlichen Temperaturanstieg, der an den acht teilnehmenden Kindern gemessen wurde. Generell ist das Rauschen des Meßsignals bei Kindern höher, da sich diese während der Messung stärker und häufiger bewegen. Die Ergebnisse lassen jedoch nicht auf eine stärkere Erwärmung des Gewebes bei Kindern im Vergleich zu Erwachsenen schließen.

¹⁰Der Anstieg innerhalb der Meßzeit liegt bei allen drei Parametersätzen in derselben Größenordnung, weswegen sie in Abbildung 86 nicht durch verschiedene Farben unterschieden werden.

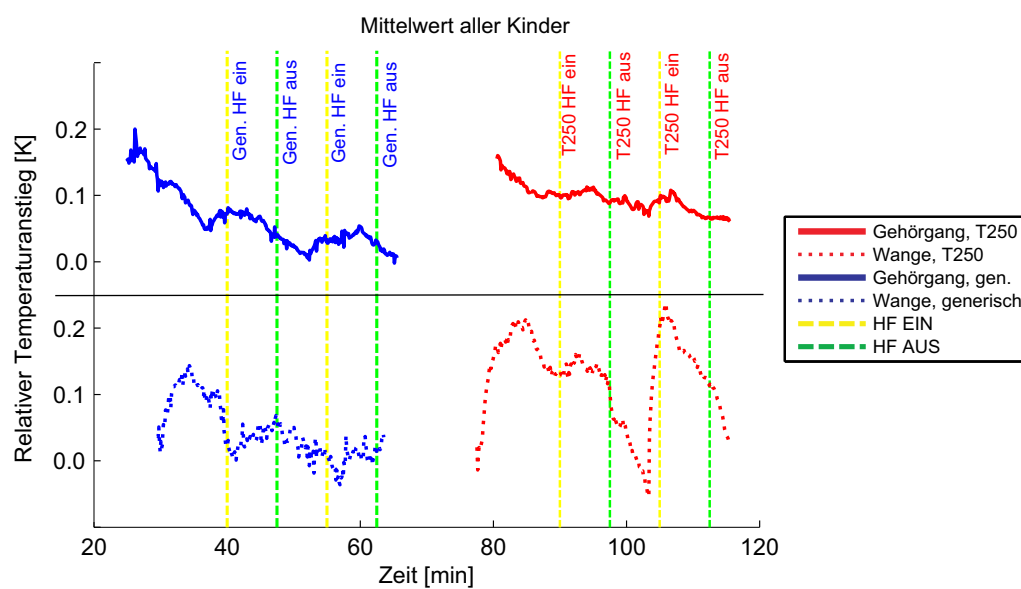


Abbildung 87: Durchschnittlicher durch die HF bedingter Temperaturanstieg Messungen der acht Kinder

Unsicherheitsquelle	Toleranz	Verteilung	Div.	c_i	Standarduns.	v_i oder v_{eff}	Bemerkungen
Messsystem							
Linearität der Sonde	0,09 dB	R	$\sqrt{3}$	1	0,05 dB	∞	[72]
Drift und Rauschen der Sonde	0,04 dB	N		1	0,04 dB	∞	[72]
Unsicherheit der Sonde (dT/dt)	0,09 dB	R	$\sqrt{3}$	1	0,05 dB	∞	Herstellerangabe
E-Feldinterferenz	-	R	$\sqrt{3}$	1	0,0 dB	∞	nicht relevant für relative Messung
Messverstärker	0,04 dB	N	1	1	0,04 dB	∞	[72]
Umgebung							
Raumtemperatur	-	R	$\sqrt{3}$	1	0,0 dB	∞	durch Exponentialfunktion herauskorrigiert
Luftzug und Bewegungen der Probanden	1,3 dB	N	1	1	1,3 dB	16	Messungen ohne HF
Expositionseinrichtung							
Positionierung des Telefons	1,5 dB	N	1	1	1,5 dB	∞	Num. Auswertung (Temperaturunterschiede innerhalb von ca. 30 mm)
Positionierung der Sonde	0,8 dB	N	1	1	0,8 dB	∞	Num. Auswertung (Temperaturunterschiede innerhalb von ca. 15 mm)
Korrelation SAR zu Speiseleistung (generisches Telefon)	1,1 dB	N	1	1	1,1 dB	∞	Erfahrungswert aus Vergleichen mit Messungen
Unterschiede zwischen Probanden („Touch“-Position)	0,8 dB	N	1	1	0,8 dB	16	Tabelle 2 aus [73]
Auswertung							
exponentieller Fit	0,4 dB	N	1	1	0,4 dB	16	Standardabw. des exp. Anstiegs ohne HF
Kombinierte Standardunsicherheit					2,1 dB	133	
Erweiterte Unsicherheit ($k_p = 2$)			RSS		4,1 dB		

Tabelle 7: Unsicherheitsbudget der Temperaturmessung auf der Wange bei Belastung mit dem generischen Telefon bei 900 MHz

Unsicherheitsquelle	Toleranz	Verteilung	Div.	c_i	Standarduns.	v_i oder v_{eff}	Bemerkungen
Messsystem							
Linearität der Sonde	0,09 dB	R	$\sqrt{3}$	1	0,05 dB	∞	[72]
Drift und Rauschen der Sonde	0,04 dB	N	1	1	0,04 dB	∞	[72]
Unsicherheit der Sonde (dT/dt)	0,09 dB	R	$\sqrt{3}$	1	0,05 dB	∞	Herstellerangabe
E-Feldinterferenz	-	R	$\sqrt{3}$	1	0,0 dB	∞	nicht relevant für relative Messung
Messverstärker	0,04 dB	N	1	1	0,04 dB	∞	[72]
Umgebung							
Raumtemperatur	-	R	$\sqrt{3}$	1	0,0 dB	∞	durch Exponentialfunktion herauskorrigiert
Bewegungen der Probanden	0,6 dB	N	1	1	0,6 dB	16	Messungen ohne HF
Expositionseinrichtung							
Positionierung des Telefons	1,5 dB	N	1	1	1,5 dB	∞	Num. Auswertung (Temperaturunterschiede innerhalb von ca. 30 mm)
Positionierung der Sonde	0,8 dB	N	1	1	0,8 dB	∞	Num. Auswertung (Temperaturunterschiede innerhalb von ca. 15 mm)
Korrelation SAR zu Speiseleistung (generisches Telefon)	1,1 dB	N	1	1	1,1 dB	∞	Erfahrungswert aus Vergleichen mit Messungen
Unterschiede zwischen Probanden („Touch“-Position)	0,8 dB	N	1	1	0,8 dB	16	Tabelle 2 aus [73]
Auswertung							
exponentieller Fit	0,4 dB	N	1	1	0,4 dB	16	Standardabw. des exp. Anstiegs ohne HF
Kombinierte Standardunsicherheit					1,8 dB	540	
Erweiterte Unsicherheit ($k_p = 2$)			RSS		3,7 dB		

Tabelle 8: Unsicherheitsbudget der Temperaturmessung im Gehörgang bei Belastung mit dem generischen Telefon bei 900 MHz

Unsicherheitsquelle	Toleranz	Verteilung	Div.	c_i	Standarduns.	v_i oder v_{eff}	Bemerkungen
Messsystem							
Linearität der Sonde	0,09 dB	R	$\sqrt{3}$	1	0,05 dB	∞	[72]
Drift und Rauschen der Sonde	0,04 dB	N	1	1	0,04 dB	∞	[72]
Unsicherheit der Sonde (dT/dt)	0,09 dB	R	$\sqrt{3}$	1	0,05 dB	∞	Herstellangaben
E-Feldinterferenz	-	R	$\sqrt{3}$	1	0,0 dB	∞	nicht relevant für relative Messung
Messverstärker	0,04 dB	N	1	1	0,04 dB	∞	[72]
Umgebung							
Raumtemperatur	-	R	$\sqrt{3}$	1	0,0 dB	∞	durch Exponentialfunktion herauskorrigiert
Luftzug und Bewegungen der Probanden	1,3 dB	N	1	1	1,3 dB	16	Messungen ohne HF
Expositionseinrichtung							
Positionierung des Telefons	1,5 dB	N	1	1	1,5 dB	∞	Num. Auswertung (Temperaturunterschiede innerhalb von ca. 30 mm)
Positionierung der Sonde	0,8 dB	N	1	1	0,8 dB	∞	Num. Auswertung (Temperaturunterschiede innerhalb von ca. 15 mm)
Leistungsdrift	0,2 dB	R	$\sqrt{3}$	1	0,1 dB	∞	Tabelle 13
Experimentelle Bestimmung der SAR	0,8 dB	N	1	1	0,8 dB	∞	Tabelle 13
Unterschiede zwischen Probanden („Touch“-Position)	0,8 dB	N	1	1	0,8 dB	16	Tabelle 2 aus [73]
Auswertung							
exponentieller Fit	0,4 dB	N	1	1	0,4 dB	16	Standardabw. des exp. Anstiegs ohne HF
Kombinierte Standardunsicherheit					2,2 dB	167	
Erweiterte Unsicherheit ($k_p = 2$)			RSS		4,3 dB		

Tabelle 9: Unsicherheitsbudget der Temperaturmessung auf der *Wange* bei Belastung mit dem *T250* im GSM900-Band

Unsicherheitsquelle	Toleranz	Verteilung	Div.	c_i	Standarduns.	v_i oder v_{eff}	Bemerkungen
Messsystem							
Linearität der Sonde	0,09 dB	R	$\sqrt{3}$	1	0,05 dB	∞	[72]
Drift und Rauschen der Sonde	0,04 dB	N	1	1	0,04 dB	∞	[72]
Unsicherheit der Sonde (dT/dt)	0,09 dB	R	$\sqrt{3}$	1	0,05 dB	∞	Herstellangaben
E-Feldinterferenz	-	R	$\sqrt{3}$	1	0,0 dB	∞	nicht relevant für relative Messung
Messverstärker	0,04 dB	N	1	1	0,04 dB	∞	[72]
Umgebung							
Raumtemperatur	-	R	$\sqrt{3}$	1	0,0 dB	∞	durch Exponentialfunktion herauskorrigiert
Bewegungen der Probanden	0,6 dB	N	1	1	0,6 dB	16	Messungen ohne HF
Expositionseinrichtung							
Positionierung des Telefons	1,5 dB	N	1	1	1,5 dB	∞	Num. Auswertung (Temperaturunterschiede innerhalb von ca. 30 mm)
Positionierung der Sonde	0,8 dB	N	1	1	0,8 dB	∞	Num. Auswertung (Temperaturunterschiede innerhalb von ca. 15 mm)
Leistungsdrift	0,2 dB	R	$\sqrt{3}$	1	0,1 dB	∞	Tabelle 13
Experimentelle Bestimmung der SAR	0,8 dB	N	1	1	0,8 dB	∞	Tabelle 13
Unterschiede zwischen Probanden („Touch“-Position)	0,8 dB	N	1	1	0,8 dB	16	Tabelle 2 aus [73]
Auswertung							
exponentieller Fit	0,4 dB	N	1	1	0,4 dB	16	Standardabw. des exp. Anstiegs ohne HF
Kombinierte Standardunsicherheit					1,9 dB	735	
Erweiterte Unsicherheit ($k_p = 2$)			RSS		3,9 dB		

Tabelle 10: Unsicherheitsbudget der Temperaturmessung im *Gehörgang* bei Belastung mit dem *T250* im GSM900-Band

5.3 Zusammenfassung

Die in der Literatur verfügbaren thermischen Parameter biologischer Gewebe führen bei Grenzfallobetrachtung zu starken Unterschieden bei der im Gewebe maximal erreichten Temperatur. Auf einen systematischen Unterschied bei Kindern und bei Erwachsenen kann an Hand der numerischen Ergebnisse jedoch nicht geschlossen werden.

Der simulierte Temperaturanstieg für alle drei Parametersätze liegt in derselben Größenordnung wie die derzeit zur Verfügung stehenden Meßergebnisse. Diese ergaben bei den erwachsenen Probanden nach 7,5 Minuten einen durchschnittlichen Temperaturanstieg von etwa $0,05^{\circ}\text{C}$ im Gehörgang oder auf der Wange, der durch die absorbierte Hochfrequenzleistung verursacht wurde. Die Unsicherheit dieser Messungen beträgt 3,1 dB bis 3,6 dB in Abhängigkeit von ausgewerteter Position und verwendetem Telefon. Die wesentlich stärkeren Bewegungen der Kinder bei den Temperaturmessungen führen zu einer deutlich höheren Meßunsicherheit. Von einer detaillierten Auswertung der Messungen wurde daher abgesehen. Die Ergebnisse lassen jedoch nicht darauf schließen, daß der durch die Hochfrequenz bedingte Anstieg der Gewebetemperatur bei Kindern höher als bei Erwachsenen ist.

Bei längerer Dauer der Belastung ist auf Grund der Simulationsergebnisse mit einem weiteren Anstieg zu rechnen, sofern Thermoregulationsprozesse ausgeschlossen werden können. Wie auch in anderen Studien berichtet wurde, ist die Erwärmung des Gewebes durch die elektrischen Verluste im Telefon oder der Batterie deutlich größer (über 1°C nach 30 Minuten Belastung). Es ist daher davon auszugehen, daß Thermoregulation in erster Linie durch die Erwärmung des Telefons selbst ausgelöst wird und nicht durch die absorbierte Hochfrequenzleistung.

6 Experimentelle Bestimmung der SAR in Kinderkopfphantomen

6.1 Entwicklung der Kinderkopfphantome

Wie bereits erwähnt wird für die Typenprüfung von Mobiltelefonen nach [1, 2, 3] das SAM Phantom verwendet, das nach den Abmessungen von Köpfen Erwachsener entwickelt wurde [10]. Es besteht aus einer 2 mm dicken dielektrischen Schale. An der Stelle der Ohrmuschel steigt die Stärke der Schalenwand auf 6 mm an. Das Phantom ist mit einer gewebesimulierenden Flüssigkeit gefüllt, deren Parameter so gewählt wurden, daß sie die konservative Abschätzung der Belastung unter Berücksichtigung unterschiedlicher Gewebeverteilungen garantieren [56]. Einige kontrovers diskutierte numerische Studien berichten von höherer Absorption in Köpfen von Kindern und führen dies auf die geringere Kopfgröße zurück (z. B. [74]). Dies widerspricht dem zu Grunde liegenden Absorptionsmechanismus für elektromagnetische Felder im Nahfeld von Antennen [59], gemäß dem die dielektrischen Eigenschaften des Gewebes, der Abstand zur Quelle und die Stromverteilung darauf die für die Absorption relevanten Parameter darstellen. Die überwiegende Anzahl der Veröffentlichungen zu diesem Thema kann auch keinen Zusammenhang zwischen Kopfgröße und Peak Spatial Average SAR nachweisen [4]. Diese vergleichenden Untersuchungen zur Absorption in Kindern und Erwachsenen wurden ausschließlich mit numerischen Methoden durchgeführt.

Zur experimentellen Ermittlung der SAR in kleineren Köpfen wurden zwei Meßphantome entwickelt, die direkt auf MR-Aufnahmen eines dreijährigen Kindes (INDY) und eines achtjährigen Kindes (ISABELLA) basieren und daher die für Kinderköpfe typischen Maße und Proportionen erhalten. Abbildung 88 zeigt die Profile dieser Phantome im Vergleich zum SAM. Ihre Maße sind in Tabelle 11 aufgeführt.

Zur Fertigung der Phantome wurden die segmentierten Hautschichten zusätzlich geglättet und die Ohrmuscheln entfernt. Die so entstehende Oberfläche wurde in einem CAD-Programm extrudiert und mittels eines Lasersinterungsverfahrens gefertigt. Abbildung 89 zeigt das fertige INDY-Phantom.

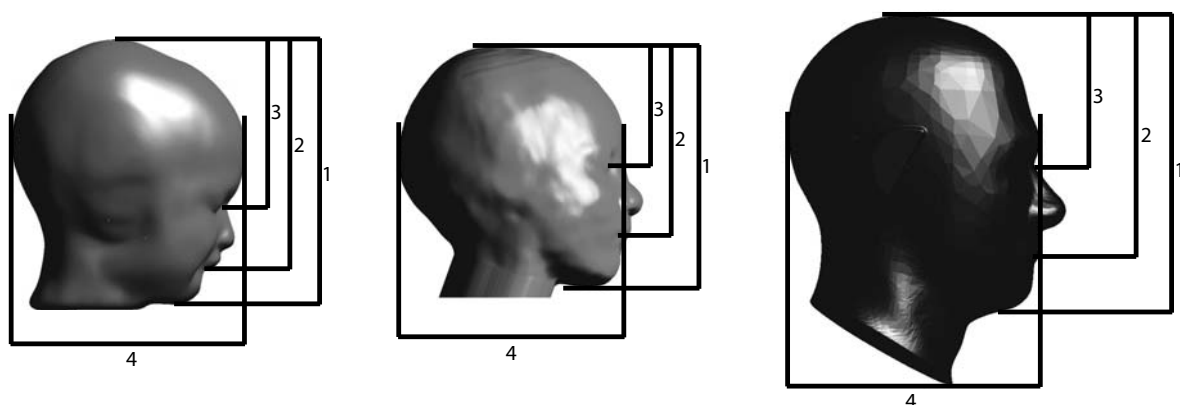


Abbildung 88: Maße der Kopfphantome nach Tabelle 11 (von links nach rechts: dreijähriges Kind (INDY), achtjähriges Kind (ISABELLA), SAM)

Maße in mm	INDY	ISABELLA	SAM
1: Kopfhöhe	219	198	246
2: Mundöffnung - Scheitel	190	156	210
3: Auge-Scheitel	137	104	123
4: Kopflänge	194	179	213

Tabelle 11: Maße der experimentellen Kopphantome

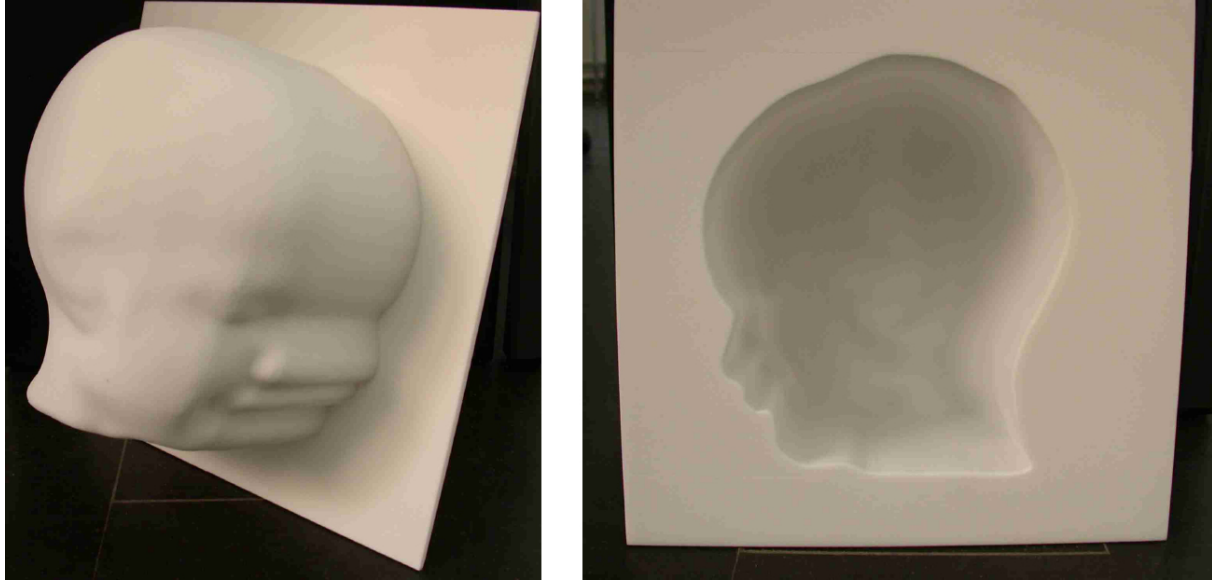


Abbildung 89: Lasergesintertes Kopphantom des dreijährigen Kindes (INDY)

6.2 Messungen und Simulationen der SAR

Um am Ohrreferenzpunkt den Abstand von 6 mm zwischen dem Lautsprecherpunkt des Mobiltelefons und der Flüssigkeit zu gewährleisten, wurde beim INDY-Phantom ein dielektrisches Abstandsstück von 4 mm eingefügt. Das ISABELLA-Phantom besitzt eine dem SAM-Phantom ähnliche integrierte Ohrstruktur, was die Positionierung der Telefone stark erleichtert. Zur Messung der SAR wurden beide Phantome in das DASY 5 Nahfeldmeßsystem integriert (Schmid & Partner Engineering AG, Zürich) [34]. Die Unsicherheit des DASY 5-Systems für die in diesem Abschnitt durchgeführten Messungen ist in Tabelle 13 angegeben.

Für die vergleichenden Simulationen wurden den Modellen entsprechende CAD-Dateien der Phantome entwickelt. Wie in den vorangegangenen Abschnitten wurden sämtliche Simulationen mit SEMCAD X (Schmid & Partner Engineering AG, Zürich) und der FDTD-Methode durchgeführt [29].

Messungen und Simulationen wurden im GSM900-Band und im GSM-1800-Band mit den generischen Telefonen mit Monopolantenne und dem Motorola Timeport T250 durchgeführt (Abschnitt 4.2). Die Telefone wurden in den Positionen „Touch“ und „Tilted“ ausgewertet [2]. Abbildung 90 zeigt die Messungen an den beiden Kinderkopphantomen. Vergleichende Messungen und Simulationen mit dem SAM-Phantom wurden ebenfalls durchgeführt. Die dielektrischen Parameter der gewebesimulierenden Flüssigkeiten entsprechen denen der Standards [1, 2, 3]. Die Verwendung dieser Flüssigkeitsparameter für die Kinderkopphantome ist gerechtfertigt, da Ergebnisse aus Abschnitt 4.3.1 keinen charakteristischen Einfluß der Altersabhängigkeiten der Gewebeparameter auf die Spatial Peak Average SAR ergaben.



Abbildung 90: Messung der SAR in den beiden Kinderkopfmodellen

6.3 Ergebnisse

Tabelle 12 zeigt die Meß- und Simulationsergebnisse sämtlicher Konfigurationen. Bei der Simulation der generischen Telefone wurden die dielektrischen Verluste des Gehäusematerials berücksichtigt. Sie wurden mit einer Leistung von 1,0 W gespeist. Für die Simulation des Motorola T250 wurde die Leistung zur Normierung der Simulationen durch Referenzmessungen an einem iSAR-System (Schmid & Partner Engineering AG, Zürich) [75] und Simulationen an einem Flachphantom ermittelt. Bei sämtlichen Messungen wurde das T250 im PCL5-Modus betrieben.

Der Vergleich der Peak Spatial Average SAR der einzelnen Kopfphantome zeigt keinen charakteristischen Zusammenhang zwischen der Größe bzw. dem Alter des Kopfes und der Absorption. In der Regel liegen die Abweichungen zwischen den Phantomen innerhalb von $\pm 20\%$. Dies bestätigt die Schlußfolgerungen aus Abschnitt 4.3.1 und der vorangegangenen numerischen Studien [4].

In der Regel liegt die Übereinstimmung zwischen Meß- und Simulationsergebnissen im Rahmen der jeweiligen Unsicherheiten. Beim ISABELLA- und beim SAM-Phantom weichen die Messungen mit den generischen Telefonen um maximal 21 % voneinander ab und liegen damit innerhalb der in Tabelle 13 angegebenen Unsicherheit ($k = 2$). Einzelne größere Abweichungen finden sich bei Messungen mit dem generischen Telefon am INDY-Phantom bei 900 MHz. Bei diesen Messungen und Simulationen liegen die Maxima der Peak Spatial Average SAR auf der seitlichen Kante des Unterkiefers des Phantoms. Im Gegensatz zu den anderen beiden Phantomen ist diese Stelle beim INDY-Phantom stark gewölbt. Unter diesen Umständen sind die Unsicherheiten bei der numerischen SAR-Mittelung relativ groß, da der Mittelungswürfel hier stets am Rechengitter ausgerichtet ist.

Frequenz in MHz	Telefon	Phantom	Position	Peak Spatial Av. SAR in W/kg				Abw. Mess./Sim. %	
				Messung		Simulation		1g	10g
900	Generisch, Monop.	INDY	Touch	1.36	0.97	2.00	1.34	-32%	-28%
900	Generisch, Monop.	ISABELLA	Touch	2.16	1.52	2.23	1.57	-3%	-3%
900	Generisch, Monop.	SAM	Touch	2.20	1.52	2.07	1.44	6%	6%
900	Generisch, Monop.	INDY	Tilted	0.64	0.44	1.07	0.77	-40%	-43%
900	Generisch, Monop.	ISABELLA	Tilted	1.09	0.74	1.33	0.95	-18%	-21%
900	Generisch, Monop.	SAM	Tilted	1.20	0.79	1.34	0.97	-11%	-19%
902.4	T250	INDY	Touch	0.80	0.54	0.90	0.61	-11%	-12%
902.4	T250	ISABELLA	Touch	1.02	0.72	0.93	0.66	10%	9%
902.4	T250	SAM	Touch	1.15	0.79	0.94	0.67	23%	18%
902.4	T250	INDY	Tilted	0.42	0.29	0.46	0.31	-9%	-8%
902.4	T250	ISABELLA	Tilted	0.50	0.35	0.57	0.40	-13%	-12%
902.4	T250	SAM	Tilted	0.55	0.39	0.49	0.36	13%	8%
1800	Generisch, Monop.	INDY	Touch	2.38	1.48	2.37	1.45	0%	2%
1800	Generisch, Monop.	ISABELLA	Touch	2.25	1.25	2.16	1.27	4%	-1%
1800	Generisch, Monop.	SAM	Touch	2.15	1.32	2.26	1.27	-5%	4%
1800	Generisch, Monop.	INDY	Tilted	2.36	1.39	2.55	1.50	-7%	-7%
1800	Generisch, Monop.	ISABELLA	Tilted	2.97	1.74	2.91	1.68	2%	3%
1800	Generisch, Monop.	SAM	Tilted	3.09	1.72	3.49	2.00	-12%	-14%
1747.4	T250	INDY	Touch	0.53	0.32	0.62	0.37	-15%	-13%
1747.4	T250	ISABELLA	Touch	0.92	0.56	0.85	0.52	8%	6%
1747.4	T250	SAM	Touch	0.84	0.52	0.91	0.56	-9%	-7%
1747.4	T250	INDY	Tilted	0.62	0.37	0.61	0.36	1%	4%
1747.4	T250	ISABELLA	Tilted	0.92	0.55	0.85	0.50	8%	9%
1747.4	T250	SAM	Tilted	0.89	0.53	0.80	0.48	12%	11%

Tabelle 12: Gemessene und Simulierte Peak Spatial Average SAR der Kinderkopfphantome und des SAM-Phantoms normiert auf 24dBm Speiseleistung der Telefone

DASY 5 Uncertainty Budget According to CENELEC EN 50361 [1]								
Error Description	Uncertainty value	Prob. Dist.	Div.	(c_i) 1g	(c_i) 10g	Std. Unc. (1g)	Std. Unc. (10g)	(v_i) v_{eff}
Measurement Equipment								
Probe Calibration	±5.9 %	N	1	1	1	±5.9 %	±5.9 %	∞
Axial Isotropy	±4.7 %	R	$\sqrt{3}$	0.7	0.7	±1.9 %	±1.9 %	∞
Spherical Isotropy	±9.6 %	R	$\sqrt{3}$	0.7	0.7	±3.9 %	±3.9 %	∞
Probe Linearity	±4.7 %	R	$\sqrt{3}$	1	1	±2.7 %	±2.7 %	∞
Detection Limit	±1.0 %	R	$\sqrt{3}$	1	1	±0.6 %	±0.6 %	∞
Boundary Effects	±1.0 %	R	$\sqrt{3}$	1	1	±0.6 %	±0.6 %	∞
Readout Electronics	±0.3 %	N	1	1	1	±0.3 %	±0.3 %	∞
Response Time	±0.8 %	N	1	1	1	±0.8 %	±0.8 %	∞
Noise	±0 %	N	1	1	1	±0 %	±0 %	∞
Integration Time	±2.6 %	N	1	1	1	±2.6 %	±2.6 %	∞
Mechanical Constraints								
Scanning System	±0.4 %	R	$\sqrt{3}$	1	1	±0.2 %	±0.2 %	∞
Phantom Shell	±4.0 %	R	$\sqrt{3}$	1	1	±2.3 %	±2.3 %	∞
Probe Positioning	±2.9 %	R	$\sqrt{3}$	1	1	±1.7 %	±1.7 %	∞
Device Positioning	±2.9 %	N	1	1	1	±2.9 %	±2.9 %	145
Physical Parameters								
Liquid Conductivity (target)	±5.0 %	R	$\sqrt{3}$	0.7	0.5	±2.0 %	±1.4 %	∞
Liquid Conductivity (meas.)	±4.3 %	R	$\sqrt{3}$	0.7	0.5	±1.7 %	±1.2 %	∞
Liquid Permittivity (target)	±5.0 %	R	$\sqrt{3}$	0.6	0.5	±1.7 %	±1.4 %	∞
Liquid Permittivity (meas.)	±4.3 %	R	$\sqrt{3}$	0.6	0.5	±1.5 %	±1.2 %	∞
Power Drift	±5.0 %	R	$\sqrt{3}$	1	1	±2.9 %	±2.9 %	∞
RF Ambient Conditions	±3.0 %	R	$\sqrt{3}$	1	1	±1.7 %	±1.7 %	∞
Post-Processing								
Extrap. and Integration	±1.0 %	R	$\sqrt{3}$	1	1	±0.6 %	±0.6 %	∞
Combined Std. Uncertainty						± 10.9 %	± 10.6 %	18125
Expanded Std. Uncertainty						±21.7 %	±21.1 %	

Tabelle 13: Unsicherheitsbudget für DASY 5 nach [1]. Die Unsicherheitsanalyse ist für den Frequenzbereich von 300 MHz bis 3 GHz gültig. **Anm.:** Da der Standard EN50361 die SAR nur für über 10 g gemittelte Werte betrachtet, wurden die Unsicherheitswerte in dieser Tabelle für 1 g unter Verwendung des Standards IEC62209-1 ermittelt [3]

6.4 Zusammenfassung

Die Messungen und Simulationen an den im Vergleich zum SAM-Phantom deutlich kleineren Phantomen der Kinderköpfe haben keine charakteristischen Abhängigkeiten zwischen Peak Spatial Average SAR und Kopfgröße gezeigt. Dies Bestätigt die Schlußfolgerungen zahlreicher vorausgegangener numerischer Studien und zeigt die Anwendbarkeit des in [59] beschriebenen Absorptionsmechanismus'. Die Übereinstimmung der experimentellen Ergebnisse mit den Simulationsergebnissen ist zufriedenstellend bis gut und liegt innerhalb der zu erwartenden Unsicherheit.

7 Schlußfolgerungen und Bewertung im Bezug auf bestehende Normen und Grenzwerte

Im Rahmen dieser Studie wurden altersabhängige Unterschiede der Wirkung hochfrequenter elektromagnetischer Felder bei der Benutzung von Mobiltelefonen numerisch und experimentell untersucht. Dies schloß sowohl die Belastung des Benutzers durch die Felder an sich als auch entsprechende thermische Effekte ein. Für die numerischen Untersuchungen wurden die weltweit genauesten anatomischen Kopfmodelle von Kindern sowie neu verfügbare Messungen dielektrischer Gewebeparameter verschiedener Altersklassen verwendet. Messungen der SAR erfolgten nach standardisierten Methoden und mit speziell für diese Studie entwickelten auf MR-Daten basierenden Phantomen von Kinderköpfen.

Sowohl die numerische als auch die experimentelle Auswertung der Peak Spatial SAR zeigte keine grundlegenden Unterschiede die auf die Größe bzw. das Alter der verwendeten Kopfmodelle zurückzuführen ist. Ebenso ergab die numerische Auswertung des Einflusses der Gewebeparameter keine charakteristischen altersabhängigen Schwankungen. Für die Dicke der Ohrmuschel konnte ein systematischer Zusammenhang mit der Absorption nachgewiesen werden. Bei Anpressen der Ohrmuschel durch das Telefon trat ein Anstieg der Peak Spatial Average SAR von bis zu 2 dB auf, wenn das Strommaximum des Telefons im Bereich des Ohres liegt. Messungen der Dicke der Ohrmuschel an Kindern und Erwachsenen unter entsprechender mechanischer Belastung zeigten jedoch keine altersabhängigen Unterschiede. Es kann daher davon ausgegangen werden, daß die zur Zeit verwendeten Standards zur Typprüfung von Mobiltelefonen [1, 2, 3] ebenfalls für Kinder anwendbar sind.

Altersbedingte Unterschiede konnten jedoch bei der Belastung der inneren Hirnregionen und der Augen ermittelt werden. Bei den untersuchten Modellen und Konfigurationen kann die über die jeweiligen Regionen gemittelte SAR mit abnehmendem Alter um mehr als das Doppelte ansteigen. Wesentlicher Faktor ist hierbei der Abstand der Strahlungsquelle von der belasteten Region. Lediglich bei Knochenmark bedingt nicht die Lage, sondern die bei zunehmendem Alter abnehmende Leifähigkeit einen Rückgang der lokalen Absorption. Bei Hirnregionen, die näher an der Strahlungsquelle liegen, kann die Belastung auf Grund anatomischer Unterschiede zwischen Erwachsenen und Kindern ebenfalls stark unterschiedlich sein. Dies liegt an der relativen Lage des Gehirns zum Strommaximum auf dem jeweiligen Mobiltelefon. Hier wurden Unterschiede der im Gehirn gemittelten Peak Spatial Average SAR von über 6 dB bei Kindern und Erwachsenen gefunden. Dies ist für die Interpretation epidemiologischer Studien und bei Untersuchungen nichtthermischer Effekte von Bedeutung.

Die Auswertung der thermischen Simulationen zeigten hohe Unsicherheiten der durch die Wahl der thermischen Gewebeparameter bei der Simulation der durch Mobiltelefone entstehende Erwärmung. Der größte beobachtete Anstieg liegt mit etwa als $0,8^{\circ}\text{C}$ oberhalb des Bereichs in der einschlägigen Literatur veröffentlichter Werte. Charakteristische Unterschiede zwischen Kindern und Erwachsenen ließen sich auch hier nicht feststellen. Vergleichsmessungen an erwachsenen Probanden mit einem kommerziellen Mobiltelefon und mit einem generischen fremgespeisten Telefon ergaben, daß die Erwärmung durch die Absorption hochfrequenter Strahlung nach 7,5 Minuten in der Größenordnung von $0,05^{\circ}\text{C}$ liegt. Ebenso bestätigte sich, daß der größte Anteil der Erwärmung durch elektrische Verluste im Mobiltelefon oder seiner Batterie erzeugt wird. Entsprechende Temperaturmessungen bei Kindern unterliegen starken Unsicherheiten. Die vorliegenden Ergebnisse deuten jedoch nicht darauf hin, daß bei Kindern eine höhere durch die absorbierte Hochfrequenzleistung bedingte Gewebeerwärmung als bei Erwachsenen auftritt.

Literatur

- [1] 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.
- [2] IEEE, *IEEE 1528, 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.
- [3] 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.
- [4] Andreas Christ and Niels Kuster, "Differences in RF energy absorption in the heads of adults and children", *Bioelectromagnetics*, vol. 26, no. S7, pp. S31–S44, October 2005.
- [5] Reto Huber, Valerie Treyer, Jürgen Schuderer, Thomas Berthold, Alexander Buck, Niels Kuster, Hans-Peter Landolt, and Peter Achermann, "Exposure to pulse-modulated radio frequency electromagnetic fields affects regional cerebral blood flow", *European Journal of Neuroscience*, vol. 21, no. 4, pp. 1000–1006, February 2005.
- [6] Sabine J. Regel, Gilberte Tinguely, Jürgen Schuderer, Martin Adam, Niels Kuster, Hans-Peter Landolt, and Peter Achermann, "Pulsed radio-frequency electromagnetic fields: Dose-dependent effects on sleep, the sleep EEG and cognitive performance", *Journal of Sleep Research*, vol. 15, no. s1, pp. 171, September 2006.
- [7] Sabine J. Regel, Julie M. Gottselig, Jürgen Schuderer, Gilberte Tinguely, Julia V. Rétey, Niels Kuster, Hans-Peter Landolt, and Peter Achermann, "Pulsed radio frequency radiation affects cognitive performance and the waking electroencephalogram", *Neuroreport*, vol. 18, no. 8, pp. 803–807, May 2007.
- [8] Sabine J. Regel, Gilberte Tinguely, Jürgen Schuderer, Martin Adam, Niels Kuster, Hans-Peter Landolt, and Peter Achermann, "Pulsed radio-frequency electromagnetic fields: Dose-dependent effects on sleep, the sleep EEG and cognitive performance", *Journal of Sleep Research*, vol. 16, no. 3, pp. 253–258, September 2007.
- [9] T.T. Chau and KR Foster, "Should children use mobile phones?", *Microwave Magazine, IEEE*, vol. 6, no. 4, pp. 18–30, 2005.
- [10] Claire C. Gordon, Thomas Churchill, Charles E. Clauser, Bruce Bradtmiller, and John T. McConville, *Anthropometric Survey of U.S. Army Personnel: Methods and Summary Statistics 1988*, U.S. Army Natick Research Center, Natick, MA, Technical Report NATICK/TR-89/044, 1989.
- [11] ICNIRP, "Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic and electromagnetic fields (up to 300 GHz)", *Health Physics*, vol. 74, pp. 494–522, 1999.

- [12] Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE) SCC28, *IEEE Std C95.1 - 2005 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, 2005.
- [13] L. Martens, “Electromagnetic Safety of Children Using Wireless Phones: A Literature Review”, *Bioelectromagnetics*, vol. 7, pp. S133–S137, 2005.
- [14] M. Thurai, V. D. Goodridge, R. J. Sheppard, and E. H. Grant, “Variation with age of the dielectric properties of mouse brain cerebrum”, *Physics in Medicine and Biology*, vol. 29, no. 9, pp. 1133–1136, 1984.
- [15] M. Thurai, M. C. Steel, R. J. Shepard, and E. H. Grant, “Dielectric properties of developing rabbit brain at 37 degrees”, *Bioelectromagnetics*, vol. 6, pp. 235–242, 1985.
- [16] A. Peyman, A. A. Rezazadeh, and C. Gabriel, “Changes in the dielectric properties of rat tissue as a function of age at microwave frequencies”, *Physics in Medicine and Biology*, vol. 46, pp. 1617–1629, 2001.
- [17] Camelia Gabriel, “Dielectric properties of biological tissue: Variation with age”, *Bioelectromagnetics*, vol. 26, no. S7, pp. S12–S18, September 2005.
- [18] Andreas Christ, Gernot Schmid, Katharina Honegger, Marcel Zefferer, Richard Überbacher, Esra Neufeld, and Niels Kuster, “Numerische bestimmung der spezifischen absorptionsrate bei ganzkörperexposition von kindern: 1. zwischenbericht”, techreport, IT’IS Foundation, ETH Zurich, Zeughausstrasse 43, 8004 Zurich, Switzerland, November 2007.
- [19] Martin Caon, “Voxel-based computational models of real human anatomy: A review”, *Radiation and Environmental Biophysics*, vol. 42, no. 4, pp. 229–235, Feb. 2004.
- [20] Choonsik Lee and Jai-Ki Lee, “Computational anthropomorphic phantoms for radiation protection dosimetry: Evolution and prospects”, *Nuclear Engineering and Technology*, vol. 38, no. 3, pp. 239–250, Apr. 2006.
- [21] P. Bernardi, M. Cavagnaro, S. Pisa, and E. Piuze, “Power absorption and temperature elevations induced in the human head by a dual-band monopole-helix antenna phone”, *Microwave Theory and Techniques, IEEE Transactions on*, vol. 49, no. 12, pp. 2539–2546, 2001.
- [22] P. Bernardi, M. Cavagnaro, S. Pisa, and E. Piuze, “Specific absorption rate and temperature elevation in a subject exposed in the far-field of radio-frequency sources operating in the 10–900 MHz range”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 50, no. 3, pp. 295–304, 2003.
- [23] Gernot Schmid, Richard Überbacher, Patrick Preiner, Theodoros Samaras, Peter Mazal, Alexandra Jappel, Wolf-Dieter Baumgartner, and Manfred Tschabitscher, “Bestimmung der Expositionsverteilung von HF Feldern im menschlichen Körper unter Berücksichtigung kleiner Strukturen und thermophysiologisch relevanter Parameter, Abschlußbericht”, Tech. Rep., ARC Seibersdorf Research GmbH im Auftrag des Bundesamtes für Strahlenschutz, 38201 Salzgitter, Deutschland, Aug. 2006.
- [24] A. Straume, G. Oftedal, and A. Johnson, “Skin temperature increase caused by a mobile phone: A methodological infrared camera study”, *Bioelectromagnetics*, vol. 26, no. 6, pp. 510–519, 2005.

- [25] V. Anderson and J. Rowley, “Measurements of Skin Surface Temperature During Mobile Phone Use”, *Bioelectromagnetics*, vol. 28, pp. 159–162, 2007.
- [26] K. Tahvanainen, J. Nino, P. Halonen, T. Kuusela, T. Alanko, T. Laitinen, E. Lansimies, M. Hietanen, and H. Lindholm, “Effects of cellular phone use on ear canal temperature measured by NTC thermistors.”, *Clinical Physiology*, vol. 27, no. 3, pp. 162, 2007.
- [27] K. S. Yee, “Numerical solution of initial boundary value problems involving Maxwell’s equations in isotropic media”, *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, vol. 14, pp. 585–589, 1966.
- [28] John B. Schneider and Christopher L. Wagner, “FDTD dispersion revisited: Faster-than-light propagation”, *IEEE Microwave and Guided Wave Letters*, vol. 9, no. 2, pp. 54–56, Feb. 1999.
- [29] A. Taflov and S. C. Hagness, *Computational Electromagnetics: The Finite-Difference Time-Domain Method*, Artech House, Inc., Boston, USA, London, United Kingdom, second edition, 2000.
- [30] 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.
- [31] 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.
- [32] Andreas Christ, Anja Klingenböck, 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.
- [33] Andreas Christ, Theodoros Samaras, Esra Neufeld, and Niels Kuster, “Untersuchung zu altersabhängigen Wirkungen hochfrequenter elektromagnetischer Felder auf der Basis relevanter biophysikalischer und biologischer Parameter – Bestandsaufnahme”, techreport, IT’IS Foundation, Zeughausstrasse 43, 8004 Zurich, October 2006, (BfS Initial Report).
- [34] Thomas Schmid, Oliver Egger, and Niels Kuster, “Automated E-field scanning system for dosimetric assessments”, *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 44, no. 1, pp. 105–113, January 1996.
- [35] Andreas Christ, Katharina Honegger, Francesca Faraci, Jose Fayos, Markus Tuor, Sonja Negovetic, and Niels Kuster, “Untersuchung zu altersabhängigen Wirkungen hochfrequenter elektromagnetischer Felder auf der Basis relevanter biophysikalischer und biologischer Parameter – 1. Zwischenbericht”, techreport, IT’IS Foundation, Zeughausstrasse 43, 8004 Zurich, December 2006, (BfS 1st Intermediate Report).
- [36] 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.
- [37] K. Poković, N. Nikoloski, A. Christ, and N. Kuster, “Compliance testing tools and procedures for emerging technologies (3–6 GHz)”, in *Conference Proceedings of the 18th International Conference on Applied Electromagnetics and Communications (ICECom-2005) and*

- joint COST 284 Workshop*, Dubrovnik, Croatia, October 2005, pp. 577–580, Session: EMC and Industrial Applications of Microwaves.
- [38] IEC, *IEC 62209 Draft Version 0.9 - Procedure to measure the Specific Absorption Rate (SAR) for hand-held mobile wireless devices in the frequency range of 300 MHz - 3 GHz*, IEC Technical Committee 106, July 2001.
 - [39] 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*, International Electrotechnical Commission (IEC), IEC Technical Committee 106, Geneva, Switzerland, July 2005.
 - [40] R-R. Bowman, “A probe for measuring temperature in radio-frequency heated material”, *IEEE Transact Microwave Theor Tech*, vol. 24, pp. 43–45, 1976.
 - [41] Jürgen Schuderer, Thomas Schmid, Gerald Urban, Theodoros Samaras, and Niels Kuster, “Novel high resolution temperature probe for RF dosimetry”, *Physics in Medicine and Biology*, vol. 49, no. 6, pp. N83–N92, March 2004.
 - [42] Michael J. Ackerman, “The Visible Human Project”, *Proceedings of the IEEE*, vol. 86, no. 3, pp. 504–511, Mar. 1998.
 - [43] A. Christ, W. Kainz, E. G. Hahn, K. Honegger, M. Zefferer, E. Neufeld, W. Rascher, R. Janka, W. Bautz, J. Chen, B. Kiefer, P. Schmitt, H.-P. Hollenbach, J. X. Shen, M. Oberle, D. Szczerba, A. Kam, J. W. Guag, and N. Kuster, “The Virtual Family - Development of anatomical CAD models of two adults and two children for dosimetric simulations”, *Physics in Medicine and Biology*, 2009, in preparation.
 - [44] Frank Schönborn, Michael Burkhardt, and Niels Kuster, “Differences in energy absorption between heads of adults and children in the near field of sources”, *Health Physics*, vol. 74, no. 2, pp. 160–168, February 1998.
 - [45] Wolfgang Kainz, Andreas Christ, Tocher Kellom, Seth Seidman, Neviana Nikoloski, Brian Beard, and Niels Kuster, “Dosimetric comparison of the specific anthropomorphic mannequin (SAM) to 14 anatomical head models using a novel definition for the mobile phone positioning”, *Physics in Medicine and Biology*, vol. 50, no. 14, pp. 3423–3445, July 2005.
 - [46] IEGMP Independent Expert Group on Mobile Phones, “Mobile phones and health”, 2000, Available at <http://www.iegmp.org.uk/report/index.htm>.
 - [47] Jianqing Wang, Osamu Fujiwara, and Soichi Watanabe, “Approximation of aging effect on dielectric tissue properties for SAR assessment of mobile telephones”, *IEEE Transactions on Electromagnetic Compatibility*, vol. 48, no. 2, pp. 408–413, May 2006.
 - [48] A. Peyman, C. Gabriel, E. H. Grant, G. Vermeeren, and L. Martens, “Variation of the dielectric properties of tissues with age: the effect on the values of SAR in children when exposed to walkie-talkie devices”, *Physics in Medicine and Biology*, vol. 54, no. 2, pp. 227–241, January 2009.
 - [49] 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.

- [50] Brian Beard, Wolfgang Kainz, Teruo Onishi, Takahiro Iyama, Soichi Watanabe, Osamu Fujiwara, Jianqing Wang, Giorgi Bit-Babik, Antonio Faraone, Joe Wiart, Andreas Christ, Niels Kuster, Ae-Kyoung Lee, Hugo Kroeze, Martin Siegbahn, Jafar Keshvari, Houman Abrishamkar, Maria A. Stuchly, Winfried Simon, Dirk Manteuffel, and Neviana Nikoloski, “Comparisons of computed mobile phone induced SAR in the SAM phantom to that in anatomically correct models of the human head”, *IEEE Transactions on Electromagnetic Compatibility*, vol. 48, no. 2, pp. 397–407, May 2006.
- [51] IEEE, “IEEE 1528.1 D1.0, Draft recommended practice for determining the spatial-peak specific absorption rate (SAR) in the human body due to wireless communications devices, 30 MHz–6 GHz: General requirements for using the finite difference time domain (FDTD) method for SAR calculations”, Tech. Rep., Working Group 2 of the ICES TC34/SC2 Committee, Three Park Avenue, New York, New York 10016-5997, USA, Apr. 2008.
- [52] Nicolas Chavannes, Roger Tay, Neviana Nikoloski, and Niels Kuster, “Suitability of FDTD based TCAD tools for RF design of mobile phones”, *IEEE Antennas and Propagation Magazine*, vol. 45, no. 6, pp. 52–66, December 2003.
- [53] 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–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.
- [54] Andreas Christ, Anja Klingeböck, Theodoros Samaras, Esra Neufeld, and Niels Kuster, “Exposition durch körpernahe Sender im Rumpfbereich: Abschlussbericht”, techreport, IT’IS Foundation, Zeughausstrasse 43, 8004 Zurich, July 2006, (BfS Final Report) 67pp.
- [55] 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.
- [56] 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, November 2000.
- [57] Stefania Seidenari, Giulia Giusti, Larua Bertoni, and Cristina Magnoni, “Thickness and echogenicity of the skin in children as assessed by 20 MHz ultrasound”, *Dermatology*, pp. 218–222, 2000.
- [58] Andreas Christ, Theodoros Samaras, Anja Klingeböck, and Niels Kuster, “Characterization of the electromagnetic near-field absorption in layered biological tissue in the frequency range from 30 MHz to 6000 MHz”, *Physics in Medicine and Biology*, vol. 51, no. 19, pp. 4951–4966, October 2006.
- [59] Niels Kuster and Quirino 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, February 1992.
- [60] Michael Burkhardt and Niels Kuster, “Appropriate modeling of the ear for compliance testing of handheld MTE with SAR safety limits at 900/1800 MHz”, *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 48, no. 11(1), pp. 1921–1934, November 2000.

- [61] D.W. Scott, “On optimal and data-based histograms”, *Biometrika*, vol. 66, no. 3, pp. 605–610, 1979.
- [62] Emilio Cherubini, Nicolas Chavannes, and Niels Kuster, “Realistic skeleton based deformation of high-resolution anatomical human models for electromagnetic simulations”, in *Proceedings of the XIX General Assembly of the International Union of Radio Science (URSIGA 2008)*, August 7–16, Chicago, IL, USA, August 2008, Presentation x in Session x:y (August x).
- [63] 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.
- [64] PR Wainwright, “The relationship of temperature rise to specific absorption rate and current in the human leg for exposure to electromagnetic radiation in the high frequency band”, *Physics in Medicine and Biology*, vol. 48, no. 19, pp. 3143–3155, 2003.
- [65] T. Samaras, E. Kalampaliki, and JN Sahalos, “Influence of Thermophysiological Parameters on the Calculations of Temperature Rise in the Head of Mobile Phone Users”, *Electromagnetic Compatibility, IEEE Transactions on*, vol. 49, no. 4, pp. 936–939, 2007.
- [66] M. Fujimoto, A. Hirata, J. Wang, O. Fujiwara, and T. Shiozawa, “FDTD-Derived Correlation of Maximum Temperature Increase and Peak SAR in Child and Adult Head Models Due to Dipole Antenna”, *IEEE Transactions on Electromagnetic Compatibility*, vol. 48, no. 1, pp. 240–247, Feb. 2006.
- [67] R. Mertens, W. Kainz, and N. Kuster, “Proposal for Simulating Environmental GSM Exposures for the PERFORM and REFLEX Projects”, Tech. Rep., Foundation for Research on Information Technologies in Society (IT’IS), Zurich, CH, July 2001.
- [68] A. Straume, G. Oftedal, and A. Johnson, “Skin temperature increase caused by a mobile phone: A methodological infrared camera study”, *Bioelectromagnetics*, vol. 26, no. 6, pp. 510–519, 2005.
- [69] V. Anderson and J. Rowley, “Measurements of Skin Surface Temperature During Mobile Phone Use”, *Bioelectromagnetics*, vol. 28, pp. 159–162, 2007.
- [70] NAMAS Executive, “The treatment of uncertainty in EMC measurements”, Tech. Rep., National Physical Laboratory, Teddington, Middlesex, TW11 0LW, United Kingdom, 1994.
- [71] Barry N. Taylor and Chris E. Kuyatt, “Guidelines for evaluating and expressing the uncertainty of NIST measurement results”, Tech. Rep., National Institute of Standards and Technology, Washington, DC, USA, 1994.
- [72] Neviana Nikoloski, Jürg Fröhlich, Theodoros Samaras, Jürgen Schuderer, and Niels Kuster, “Reevaluation and improved design of the TEM cell in vitro exposure unit for replication studies”, *Bioelectromagnetics*, vol. 26, no. 3, pp. 215–224, April 2005.
- [73] W. Kainz, A. Christ, T. Kellom, S. Seidman, N. Nikoloski, B. Beard, and N. Kuster, “The specific anthropomorphic mannequin (SAM) compared to 14 anatomical head models using a novel definition for the mobile phone positioning”, in *FDA Science Forum 2006 Booklet*, Washington, USA, April 2006, FDA, Poster session: Board M-01: April 18–20.

- [74] O. P. Gandhi, G. Lazzi, and C. Furse, “Electromagnetic absorption in the human head and neck for mobile telephones at 835 and 1900 MHz”, *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 44, no. 10, pp. 1884–1897, October 1996.
- [75] Sven Kühn, Thomas Schmid, Dominik Schmid, and Niels Kuster, “Fast dosimetric assessment system for pre-compliance, rapid prototyping and production line testing”, in *Abstract Book of the 28th Annual Meeting of the Bioelectromagnetics Society*, Cancun, Mexico, June 2006, pp. 422–425, S8-4 in Session 8: Mechanisms & Analysis, (13 June).