

# Ressortforschungsberichte zur kerntechnischen Sicherheit und zum Strahlenschutz

## Numerische Bestimmung der Spezifischen Absorptionsrate bei Ganzkörperexposition von Kindern – Vorhaben 3606S04517

Auftragnehmer:

IT`IS Förderstiftung für Informationstechnologie und Gesellschaft  
Zürich

A. Christ, G. Schmid

R. Djafarzadeh, R. Überbacher

S. Cecil, M. Zefferer

E. Neufeld, M. Lichtsteiner

M. Bouterfas, N. Kuster

Das Vorhaben wurde mit Mitteln des Bundesministeriums für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit (BMU) und im Auftrag des Bundesamtes für Strahlenschutz (BfS) durchgeführt.

Dieser Band enthält einen Ergebnisbericht eines vom Bundesamt für Strahlenschutz im Rahmen der Ressortforschung des BMU (UFOPLAN) in Auftrag gegebenen Untersuchungsvorhabens. Verantwortlich für den Inhalt sind allein die Autoren. Das BfS übernimmt keine Gewähr für die Richtigkeit, die Genauigkeit und Vollständigkeit der Angaben sowie die Beachtung privater Rechte Dritter. Der Auftraggeber behält sich alle Rechte vor. Insbesondere darf dieser Bericht nur mit seiner Zustimmung ganz oder teilweise vervielfältigt werden.

Der Bericht gibt die Auffassung und Meinung des Auftragnehmers wieder und muss nicht mit der des BfS übereinstimmen.

**BfS-RESFOR-27/10**

Bitte beziehen Sie sich beim Zitieren dieses Dokumentes immer auf folgende URN:  
**urn:nbn:de:0221-2010030802**

Salzgitter, März 2010

**Numerische Bestimmung der  
Spezifischen Absorptionsrate bei  
Ganzkörperexposition von Kindern  
Projekt StSch4517  
Abschlussbericht**

**Andreas Christ, Gernot Schmid, Roxana Djafarzadeh, Richard Überbacher,  
Stefan Cecil, Marcel Zefferer, Esra Neufeld, Marco Lichtsteiner,  
Malika Bouterfas, Niels Kuster**

Zürich, Juli 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

Die über den gesamten Körper gemittelte spezifische Absorptionsrate von Kindern unter Belastung durch hochfrequente elektromagnetische Felder wurde an Hand von sechs anatomisch genauen CAD-Modellen simuliert. Für die Simulationen wurden diese Modelle in entsprechend fein aufgelösten rechtwinkligen Gittern diskretisiert. Hierzu wurden eigens vier neue anatomische Modelle aus hochauflösenden MR-Bildern entwickelt. Zwei zusätzliche Modelle von Kindern standen bereits aus einem weiteren Projekt zur Verfügung [1]. Die Modelle entsprechen im Hinblick auf Größe und Gewicht europäischem Durchschnitt und umfassen eine Altersgruppe von fünf bis 14 Jahren. Sie bestehen aus dreidimensionalen CAD-Objekten für mindestens 70 Gewebe und Organe. Die numerische Darstellung der Modelle in einem CAD-Format erlaubt flexible Positionierung und Diskretisierung im Rechenraum.

Zur Bestimmung der Belastung der Kinder im Hinblick auf die mögliche Verletzung der empfohlenen Grenzwerte [2, 3] wurde die über den gesamten Körper gemittelte SAR bei der Resonanzfrequenz des Körpers (geerdet und ungeerdet), bei 2,0 GHz, 4,0 GHz und 5,8 GHz unter Fernfeldbedingungen numerisch bestimmt. Bei den Frequenzen von 2,0 GHz, 4,0 GHz und 5,8 GHz wurden zwölf unterschiedliche Einfalls- und Polarisationsrichtungen ausgewertet und ebenfalls die lokale Absorption (10 g Peak Spatial Average SAR nach [4]) bestimmt. Sämtliche Untersuchungen wurden mit der FDTD-Methode durchgeführt.

Die Ergebnisse lassen sich folgendermaßen zusammenfassen:

- Bei Resonanzfrequenz liegt die über den gesamten Körper gemittelte SAR bei Befeldung mit der Referenzleistungsdichte von  $2 \text{ W/m}^2$  sowohl bei geerdeten als auch bei ungeerdeten Bedingungen in der Größenordnung des empfohlenen Grenzwertes von  $0,08 \text{ W/kg}$ . Bei abnehmendem Körper-Masse-Index (englisch: body-mass-index, BMI) steigt die SAR im allgemeinen an, so dass der empfohlene Grenzwert bei den hier verwendeten Modellen mit dem niedrigsten BMI um etwa 30 % überschritten wird. Die erweiterte Unsicherheit ( $k_p = 2$ ) für diese Auswertung wurde mit 1,3 dB abgeschätzt.
- Im Frequenzbereich zwischen 1,5 GHz und etwa 5,0 GHz muss bei kleinen Kindern von einer Verletzung der empfohlenen Grenzwerte der im gesamten Körper absorbierten Leistung ausgegangen werden (Abbildung 11). Bei den hier untersuchten Fällen ergab sich bei den kleinsten und leichtesten Modellen eine maximale Überschreitung um über 50 %. Die erweiterte Unsicherheit ( $k_p = 2$ ) für diese Auswertung wurde mit 1,2 dB abgeschätzt.
- Der Einfluss altersabhängiger dielektrischer Gewebeparameter wurde an Hand neuester experimenteller Ergebnisse einer Studie an Schweinen untersucht. Bei Verwendung der für die jüngsten Tiere bestimmten Parameter ist eine geringe Abnahme der über den gesamten Körper gemittelten SAR um weniger als 4 % bei 900 MHz und um weniger als 6 % bei 1800 MHz zu beobachten.
- Die 10 g Peak Spatial Average SAR liegt bei den untersuchten Konfigurationen in der Größenordnung der empfohlenen Grenzwerte. Diese wurden jedoch nicht überschritten. Die jeweiligen absoluten bzw. lokalen Maxima treten häufig an den Fingern, den Zehen, dem Penis, der Nase oder dem Hals auf. Hierfür können Teilkörperresonanzen, Stehwelleneffekte, Fokussierung oder durch die Körperhaltung bedingte Zwischenräume zwischen den Geweben verantwortlich sein. Diese sind individuell unterschiedlich, so dass höhere Werte der lokalen Absorption nicht ausgeschlossen werden können.

Die in den Regelwerken [2, 3] definierten Referenzwerte für die einfallende Leistungsdichte verletzen bei kleineren Kindern bei Resonanzfrequenz und im Bereich von etwa 1,5 GHz bis

5 GHz den empfohlenen Grenzwert für die über den gesamten Körper gemittelte SAR. Es ist daher zu empfehlen, diese Referenzwerte in den entsprechenden Frequenzbereichen bei einer kommenden Revision der Regelwerke zu berichtigen.

Die mit den für diese Studie zur Verfügung stehenden anatomisch korrekten Kindermodellen bestimmten Werte für die Ganzkörperabsorption konvergieren für kleinere Kinder jedoch nicht. Es ist daher davon auszugehen, dass die hier ermittelte maximale Verletzung des empfohlenen Grenzwertes von 50 % bei kleineren und leichteren Kindern weiter überschritten werden kann. Zur Bestimmung einer unteren Schranke für die Leistungsdichte des einfallenden Feldes für alle Altersgruppen von Kindern sind daher weitere Studien mit anatomisch korrekten Modellen jüngerer Kinder notwendig. Zur Konsolidierung der Ergebnisse und zur nachhaltigen und fundierten Revision der Regelwerke sind Untersuchungen mit weiteren Modellen mit vom Durchschnitt abweichendem BMI sowie mit Modellen mit veränderter Körperhaltung der Modelle notwendig.

## Summary

The specific whole body absorption rate of children exposed to radio frequency electromagnetic fields was assessed numerically with the help of six anatomically accurate CAD models. For the simulations, the models were discretized in rectangular meshes. The necessary resolution was determined according to the computational and anatomical requirements. Four anatomical models were developed especially for this project based on high-resolution MR images. Two additional models were available from the Virtual Family Project [1]. With respect to their body heights and masses, the models correspond to European averages and encompass an age range from five to 14 years. They consist of three-dimensional CAD objects for at least 70 different tissues and organs. The numerical representation of the models in a CAD based format permits their flexible positioning and discretization in the computational domain.

In order to determine the exposure of children with respect to possible violations of the exposure limits [2, 3], the whole body SAR was simulated at the resonance frequency of the body (for both grounded and ungrounded conditions), and at 2.0 GHz, 4.0 GHz and 5.8 GHz assuming far-field conditions. Twelve different directions of the incident field vector and polarization were evaluated for the frequencies 2.0 GHz, 4.0 GHz and 5.8 GHz, and the 10 g Peak Spatial Average SAR was assessed according to [4]. All simulations were carried out using the finite-difference time-domain method.

The results can be summarized as follows:

- At resonance frequency, the whole body SAR lies in the order of magnitude of the recommended basic restriction of 0.08 W/kg for both grounded and ungrounded conditions when the body is exposed to a power density of 2 W/m<sup>2</sup>. For low body mass indices (BMI), a general increase of the whole body SAR can be observed. This leads to a violation of the recommended basic restrictions of about 30 % for the smallest and lightest models used for this study. The expanded uncertainty ( $k_p = 2$ ) for these results was assessed as 1.3 dB.
- In the frequency range between approximately 1.5 GHz and 5.0 GHz, the basic restrictions for the whole body exposure are violated for small children (Figure 11). For the shortest and most lightest model among the configurations investigated here, the recommended basic restrictions were exceeded by more than 50 %. The expanded uncertainty ( $k_p = 2$ ) for these results was assessed as 1,2 dB.
- The impact of age dependent dielectric tissue parameters was analyzed with the help of very recent experimental data on pigs. When applying the parameters of the youngest animals, a minor decrease of the whole body SAR can be observed (less than 4 % at 900 MHz and less than 6 % at 1800 MHz).
- The results for the 10 g peak spatial average SAR for the configurations investigated are in the order of magnitude of the recommended exposure limits, but do not exceed them. Generally, the absolute or local maxima are located in the fingers, the toes, the penis, the nose or the neck. They are due to partial body resonances, to standing wave or focusing effects, or to gaps between tissues that depend on the posture of the body. Since these quantities and effects are different for each model or individual, higher values for the local exposure cannot be excluded.

Exposure at the reference levels defined in the regulatory works [2, 3] violates recommended basic restrictions for the whole body exposure of small children at resonance and in the frequency range of approximately 1.5 GHz to 5.0 GHz. In conclusion, a correction of the reference values is suggested for future revisions of the regulatory works.

However, the evaluations were restricted to children of an age range between five and 14 years. Within this range, the results for the whole body exposure do not converge for the smallest children. A valid assumption appears to be that the maximum violation of the recommended basic restrictions of 50 % as observed here can be exceeded even further for shorter and lighter children. Further studies with anatomically correct models of younger children are therefore necessary for the definition of a lower limit for the power density of the incident field for all age groups of children. For the sustainable consolidation of the regulatory works, additional investigations are suggested using models with different posture and non-average BMI.



## Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einführung und Zielsetzung</b>	<b>7</b>
<b>2</b>	<b>Entwicklung der anatomischen Modelle</b>	<b>8</b>
2.1	Kindermodelle für dosimetrische Studien . . . . .	8
2.2	MR-Aufnahmen . . . . .	10
2.2.1	Rekrutierung der Teilnehmer . . . . .	10
2.2.2	Aufnahmeprotokoll . . . . .	10
2.3	Entwicklung der CAD-Modelle . . . . .	11
<b>3</b>	<b>Bestimmung der Exposition mit der FDTD-Methode</b>	<b>17</b>
3.1	Finite Differenzen im Zeitbereich . . . . .	17
3.2	Anpassung der Simulationssoftware . . . . .	18
3.2.1	Befeldung mit ebenen Wellen . . . . .	18
3.2.2	Parallelisierung . . . . .	18
3.2.3	Peak Spatial Average SAR . . . . .	18
3.3	Bestimmung der Simulationsparameter . . . . .	19
<b>4</b>	<b>Ergebnisse</b>	<b>20</b>
4.1	Ganzkörperexposition bei Resonanzfrequenz . . . . .	20
4.2	Ganzkörperexposition bei 2 GHz, 4 GHz und 5,8 GHz . . . . .	21
4.3	Lokale Exposition bei 2 GHz, 4 GHz und 5,8 GHz . . . . .	23
4.4	Einfluss altersabhängiger Änderungen der Gewebeparameter . . . . .	24
<b>5</b>	<b>Zusammenfassung und Bewertung der Ergebnisse im Bezug auf bestehende Normen und Grenzwerte</b>	<b>37</b>
<b>A</b>	<b>Lokale SAR bei allen Befeldungszenarien</b>	<b>39</b>
<b>B</b>	<b>SAR-Verteilung im Körper der Kindermodelle</b>	<b>46</b>
<b>C</b>	<b>Unsicherheitsanalyse</b>	<b>53</b>
<b>D</b>	<b>Gewebetabelle</b>	<b>57</b>
	<b>Literatur</b>	<b>61</b>

## 1 Einführung und Zielsetzung

Die einschlägigen Richtlinien zum Schutze des Menschen vor elektromagnetischer Strahlung [2, 3] schlagen auf Grund der im Körper durch elektrische Verluste absorbierten Leistung Basisgrenzwerte vor, die als Spezifische Absorptionsrate (SAR) angegeben werden. Diese Grenzwerte sind sowohl für über kleine, örtlich zusammenhängende Gewebemengen als auch für die im gesamten Körper absorbierte Leistung definiert. Bei Belastung durch dicht am Körper getragene Sender ist in der Regel die über ein bestimmtes Volumen gemittelte lokale SAR ausschlaggebend, für deren Erfassung es standardisierte Labormessverfahren an Körperphantomen gibt [5, 6, 7]. Die messtechnische Erfassung der über den gesamten Körper gemittelten SAR ist unter praxisrelevanten Bedingungen nicht möglich. Daher geben die Richtlinien [2, 3] zusätzliche Referenzwerte für die einfallenden Feldstärken an, bei denen die Basisgrenzwerte eingehalten werden. Diese Referenzwerte wurden jedoch mittels einfacher Näherungen des menschlichen Körpers (z. B. [8, 9, 10]) abgeleitet.

Eine vor einigen Jahren veröffentlichte numerische Studie [10] berichtet jedoch, dass die Basisgrenzwerte der über den gesamten Körper gemittelten SAR bei Kindern im Alter von fünf Jahren und darunter verletzt werden können, wenn die Frequenz des einfallenden Feldes 1.5 GHz überschreitet oder im Bereich der Resonanzfrequenz des Körpers liegt (etwa 100 MHz). Die Ergebnisse dieser Studie wurden im Wesentlichen durch mehrere neuere Arbeiten bestätigt [11, 12, 13, 14, 15]. Für Frequenzen oberhalb von etwa 1,5 GHz sowie bei der Resonanzfrequenz des Körpers werden bei verschiedenen Modellen von Kindern im Alter von drei bis acht Jahren die Basisgrenzwerte für die über den gesamten Körper gemittelte SAR bei Belastung mit dem in [2] festgelegten Referenzwert um über 40 % überschritten [12]. Für den Frequenzbereich oberhalb von 4 GHz gibt es bisher keine Untersuchungen. Bis auf [15] verwenden die oben aufgeführten Studien jedoch skalierte Modelle Erwachsener zur Bestimmung der absorbierten Leistung. Hierbei berücksichtigen [11] und [13] die unterschiedlichen Proportionen von Kindern und Erwachsenen. In [15] werden die beiden anatomisch korrekten Kindermodelle der „Virtual Family“ verwendet [1].

Ziel dieses Projektes ist es daher, die Einhaltung der Basisgrenzwerte unter Belastung mit den Referenzwerten bei Verwendung anatomisch korrekter Kindermodelle der Altersstufen von fünf bis 14 Jahren zu überprüfen. Dafür stehen bereits die beiden Kindermodelle aus [1] zur Verfügung. Vier weitere Modelle werden im Rahmen dieses Projektes entwickelt. Für sämtliche Modelle wird die Belastung durch hochfrequente elektromagnetische Felder numerisch bestimmt. Im Einzelnen umfasst dies:

- hochauflösende Magnetresonanzaufnahmen von vier Kindern
- Entwicklung anatomisch korrekter CAD Modelle dieser vier Kinder
- Anpassung der Simulationssoftware für die Erfordernisse des Projektes (Portierung auf hardwarebeschleunigte Multiprozessorsysteme usw.)
- numerische Bestimmung der Belastung aller sechs Modelle bei Resonanzfrequenz
- numerische Bestimmung der Belastung aller sechs Modelle bei den Frequenzen 2,0 GHz, 4,0 GHz und 5,8 GHz unter Fernfeldbedingungen
- Beurteilung der Ergebnisse im Hinblick auf die zur Zeit gültigen Grenzwerte

## 2 Entwicklung der anatomischen Modelle

### 2.1 Kindermodelle für dosimetrische Studien

Anatomische Computermodelle des menschlichen Körpers werden bereits seit mehr als drei Jahrzehnten für dosimetrische Untersuchungen auf den Gebieten der ionisierenden [16] und der nichtionisierenden Strahlung [17] verwendet. Zur Zeit existieren etwa 20 Ganz- und Teilkörpermodelle von Erwachsenen und etwa 14 Modelle von Kindern.<sup>1</sup> Ausführliche Beschreibungen dieser Modelle finden sich beispielsweise in [18, 19, 20]. Diese Modelle basieren auf computertomographischen Aufnahmen oder Magnetresonanzaufnahmen Freiwilliger oder Verstorbener. Einige wenige Modelle wurden an Hand von Kryosektionsaufnahmen entwickelt [21, 22]. Im Vergleich mit der Computertomographie weist die Magnetresonanztomographie einen stark verbesserten Kontrast zur Unterscheidung weicher Gewebe auf. Ebenso können mit der Magnetresonanztomographie hohe räumliche Auflösungen erreicht werden, da im Gegensatz zur Computertomographie keine gesundheitlichen Risiken durch ionisierende Strahlung auftreten, und somit längere Messzeiten möglich sind. Die meisten anatomischen Körpermodelle wurden mit fester räumlicher Auflösung (z. B. würfelförmigen Voxeln) segmentiert, was zu gewissen Einschränkungen der anatomischen und numerischen Genauigkeit führt: Details unterhalb der Voxelgröße gehen verloren, und alle Gewebegrenzen liegen auf ganzzahligen Vielfachen des Gitterschritts, was zu stufenförmiger Darstellung der Oberflächen führt. Computer Aided Design (CAD) hingegen bietet die Grundlage für perfekte Modelle, da dadurch die Beschreibung aller Gewebe durch Polygongitter (hier entwickelte Modelle) oder mathematische Funktionen möglich wird [23, 24, 25]. Gewebeoberflächen können somit rasterunabhängig dargestellt werden. Daher lassen sich kleine Details - sofern sie auf den Originalaufnahmen vorhanden sind - genau segmentieren, und den Gewebeoberflächen können weiche Konturen gegeben werden.

Verschiedene Forschungsgruppen entwickelten zahlreiche anatomische Computermodelle von Kinderköpfen. Diese sind mit den wenigen existierenden Ganzkörpermodellen von Kindern in Tabelle 1 zusammengefasst. Die in [26] entwickelten Modelle, die nur Kopf und Torso enthalten, wurden in einer späteren Arbeit derselben Autoren mit skalierten Armen und Beinen eines Erwachsenen versehen [27].<sup>2</sup> Diese Modelle wurden zu CAD-Modellen für beide Geschlechter weiterentwickelt, die auf mathematischen Funktionen basieren [28].

Die meisten der in Tabelle 1 aufgeführten Modelle stehen in einem voxelbasierten Format zur Verfügung. Dieses gibt in der Regel die Orientierung des Modells im Rechengitter und die numerische Auflösung des Rechengitters vor. Soll das Modell feiner aufgelöst oder im Rechenraum gedreht werden, geht dies in der Regel mit einem gewissen Verlust an Detailtreue einher. Dieses Problem wird zum großen Teil durch das sogenannte Compound-Format behoben, das die Originalauflösung der anatomischen Schnittbilder erhält. Dieses Format ist in [29, 30] genau beschrieben. CAD-Modelle, die auf mathematischen Funktionen beruhen, weisen im Allgemeinen sehr glatte Oberflächen auf. Ihren Organen fehlen jedoch oft kleine Einzelheiten, und dünne Gewebeschichten werden in der Regel nicht modelliert. Die für dieses Projekt entwickelten Polygonmodelle beschreiben sämtliche Gewebe und Organe als gitterunabhängige CAD-Objekte und erlauben daher eine wesentlich höhere Detailtreue (Abschnitt 2.3).

---

<sup>1</sup>Die genaue Anzahl der Modelle ist nicht einfach zu bestimmen, da manche Modelle aus verschiedenen Bild Datensätzen zusammengestellt wurden oder dieselben Datensätze von verschiedenen Forschungsgruppen erneut segmentiert wurden.

<sup>2</sup>Skalierte Modelle Erwachsener wurden bewusst nicht in Tabelle 1 aufgenommen.

Modell	Referenz	Aufnahmen	Auflösung	Alter	Geschlecht	Format	Kommentar
Baby	[31]	CT	$0,85 \times 0,85 \times 4,0 \text{ mm}^3$	8 Wochen	weiblich	Voxel	Leiche
Child	[31]	CT	$1,54 \times 1,54 \times 8,0 \text{ mm}^3$	7 Jahre	weiblich	Voxel	Leukämiepatientin
Indy	[32]	MRI	$1,1 \times 1,1 \times 1,1 \text{ mm}^3$	3 Jahre	männlich	Compound	nur Kopf
Brucky	[32]	MRI	$1,1 \times 1,1 \times 1,1 \text{ mm}^3$	7 Jahre	männlich	Compound	nur Kopf
Adelaide	[33]	CT	$2,35 \times 2,53 \times 10 \text{ mm}^3$	14 Jahre	weiblich	Voxel	nur Torso
-	[34]	CT	$0,59 \times 0,59 \times 1,0 \text{ mm}^3$	6 Tage	weiblich	Voxel	Leiche
-	[34]	CT	$0,49 \times 0,49 \times 1,25 \text{ mm}^3$	2 Monate	männlich	Voxel	Leiche
-	[35]	CT	keine Angaben	10 Jahre	keine Angaben	Voxel	nur Kopf
-	[36, 37]	MRI	keine Angaben	4 Jahre	keine Angaben	Voxel	nur Kopf
-	[37]	MRI	keine Angaben	5 Jahre	keine Angaben	Voxel	nur Kopf
-	[36, 37]	MRI	keine Angaben	12 Jahre	keine Angaben	Voxel	nur Kopf
UF 9 month	[26]	CT	$0,43 \times 0,43 \times 3,00 \text{ mm}^3$	9 Monate	männlich	Voxel	Kopf und Torso
UF 4 year	[26]	CT	$0,45 \times 0,45 \times 5,00 \text{ mm}^3$	4 Jahre	weiblich	Voxel	Kopf und Torso
UF 8 year	[26]	CT	$0,58 \times 0,58 \times 6,00 \text{ mm}^3$	8 Jahre	weiblich	Voxel	Kopf und Torso, 2 Patienten
UF 11 year	[26]	CT	$0,47 \times 0,47 \times 6,00 \text{ mm}^3$	11 und 12 Jahre	männlich	Voxel	Kopf und Torso, 2 Patienten
UF 14 year	[26]	CT	$0,625 \times 0,625 \times 6,00 \text{ mm}^3$	14 Jahre	männlich	Voxel	Kopf und Torso, 2 Patienten
UFH	[28]	CT	-	9 Monate	männlich und weiblich	CAD	mehrere Patienten

Tabelle 1: Anatomische Kopf- bzw. Ganzkörpermodelle von Kindern

## 2.2 MR-Aufnahmen

### 2.2.1 Rekrutierung der Teilnehmer

Die Durchführung der Ganzkörperaufnahmen an Kindern im Magnetresonanztomographen wurde durch die Ethikkommission des Universitätsklinikums Erlangen genehmigt. Entsprechende Probanden- und Wegeunfallversicherungen wurden abgeschlossen, und die Teilnehmer erhielten eine Aufwandsentschädigung. Vier freiwillige Jungen und Mädchen im Alter von fünf bis 14 Jahren wurden durch den Leiter der Kinder- und Jugendklinik des Universitätsklinikums Erlangen ausgewählt, so dass sie die beiden für [1] entwickelten Modelle entsprechend den Anforderungen des Projektes ergänzen. Jüngeren Kindern ist die für Ganzkörperaufnahmen nötige Messzeit im Tomographen nicht zuzumuten. Neben Körpergröße und -gewicht, die dem europäischen Durchschnitt der Altersklassen der Kinder entsprechen sollten (z. B. [38]), wurde bei der Auswahl besonderer Wert darauf gelegt, dass die Kinder auf Grund ihrer Wesensart die Messzeit im Tomographen ruhig und ohne Stress vertragen. Die Aufnahmen erfolgten unter Aufsicht eines Radiologen. Außerdem konnte ein Elternteil während der gesamten Dauer der Aufnahmen im Untersuchungsraum bleiben. Es wurden den Teilnehmern keine Kontrast- oder Beruhigungsmittel oder sonstige Medikamente verabreicht. Die Daten aller Kinder sind in Tabelle 2 zusammengefasst.

Name	Alter	Geschlecht	Größe [m]	Gewicht [kg]	BMI [kg/m <sup>2</sup> ]	Quelle
Roberta	5	weiblich	1,08	17,6	15,1	diese Studie
Thelonious	6	männlich	1,17	19,5	14,2	[1]
Eartha	8	weiblich	1,35	30,3	16,6	diese Studie
Dizzy	8	männlich	1,40	26,2	13,4	diese Studie
Billie	11	weiblich	1,46	35,6	16,7	[1]
Louis	14	männlich	1,65	49,9	18,3	diese Studie

Tabelle 2: Eigenschaften der CAD Modelle der Kinder (Die hier verwendeten Namen wurden speziell für die Modelle bestimmt und entsprechen nicht den tatsächlichen Namen der Teilnehmer, Größe und Gewicht wurden an Hand der fertigen CAD-Dateien der Modelle bestimmt, wobei für die Gewebedichten die in Anhang D angegebenen Werte verwendet wurden.)

### 2.2.2 Aufnahmeprotokoll

Die MR-Aufnahmen wurden auf einem 1,5 T Siemens Magnetom Avanto TIM (Total Imaging Matrix) Tomographen durchgeführt. Das Messprotokoll für die Aufnahmen wurde in Zusammenarbeit mit Siemens Medical Solutions, Erlangen, so entwickelt, dass es die für die Segmentierung notwendigen Anforderungen an Bildkontrast und räumlicher Auflösung bei kurzer Messzeit erfüllt. Folgende Messesequenzen wurden gewählt:

- Kopf: T1 gewichtete MPRAGE (Magnetization PRepared Gradient Echo)  $0,5 \times 0,5 \times 1,0 \text{ mm}^3$  Voxelgröße
- Rumpf und Beine: SPACE, fast turbo spin echo 3D,  $0,9 \times 0,9 \times 2,0 \text{ mm}^3$  Voxelgröße (Anzahl der Messesequenzen je nach Körpergröße)
- Herz: EKG-getriggert  $0,5 \times 0,5 \times 1,5 \text{ mm}^3$  Voxelgröße

Die Messzeit lag je nach Körpergröße und Bedarf der Kinder an Ruhepausen zwischen anderthalb und dreieinhalb Stunden. Abbildung 1 zeigt dreidimensionale Rekonstruktionen der

MR-Aufnahmen der vier Kinder. Durch Bewegungen der Probanden zwischen den einzelnen Messesequenzen oder durch Umlagerung bei Pausen zwischen den Messungen kann es zu Unstetigkeiten zwischen den einzelnen Aufnahmeblöcken kommen. In Abbildung 1 sind diese besonders deutlich an den Unterschenkeln zu sehen. Sie können jedoch während der Segmentierung der Aufnahmen problemlos ausgeglichen werden und sind in den endgültigen Modellen nicht mehr zu erkennen (Abschnitt 2.3).

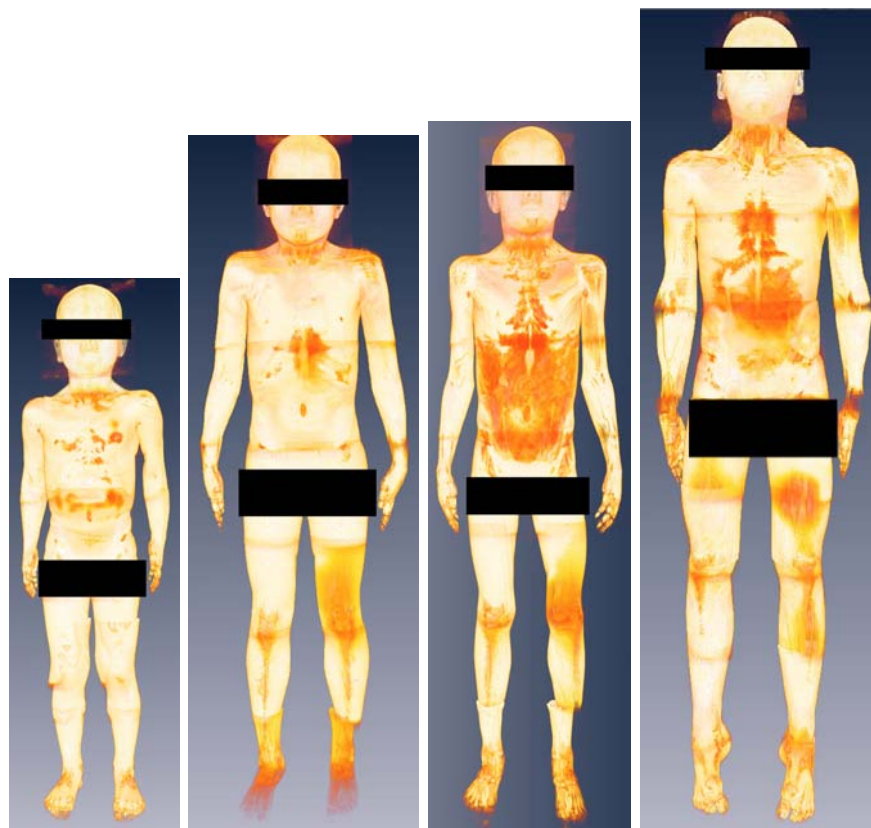


Abbildung 1: Dreidimensionale Rekonstruktion der MR-Aufnahmen der vier Kindermodelle dieses Projektes (von links nach rechts: fünfjähriges Mädchen, achtjähriges Mädchen, achtjähriger Junge, vierzehnjähriger Junge)

### 2.3 Entwicklung der CAD-Modelle

Die einzelnen Gewebe und Organe sämtlicher MR-Aufnahmen werden von einem Team von Biologen mit Unterstützung durch die bei IT'IS entwickelte Segmentierungssoftware iSEG in aufwendiger Handarbeit identifiziert. iSEG verfügt über zahlreiche Bildverarbeitungsalgorithmen, wie z. B. Live Wire [39], Thresholding [40], Region Growing [41], Fuzzy Connectedness [42], Interactive Watershed Transformation [43] usw. Darüberhinaus bietet es Interpolationsverfahren, mit denen sich fortgesetzte Gewebe in aufeinanderfolgenden Bildern automatisch segmentieren lassen. Es ist zur Verarbeitung sämtlicher in der Medizintechnik üblicher Bildformate geeignet.

Bei der Segmentierung der Modelle wird zwischen mindestens 70 Gewebearten unterschieden, die in Tabelle 3 für die jeweiligen Modelle aufgeführt sind. In Anhang D finden sich die biophysikalischen Parameter sämtlicher segmentierter Organe und Gewebe sowie ihre entsprechenden Bezeichnungen in der Internetdatenbank der dielektrischen Gewebeparameter [44]. Nach der Segmentierung in iSEG erfolgt die Konstruktion der CAD-Objekte mit Hilfe des Programmes

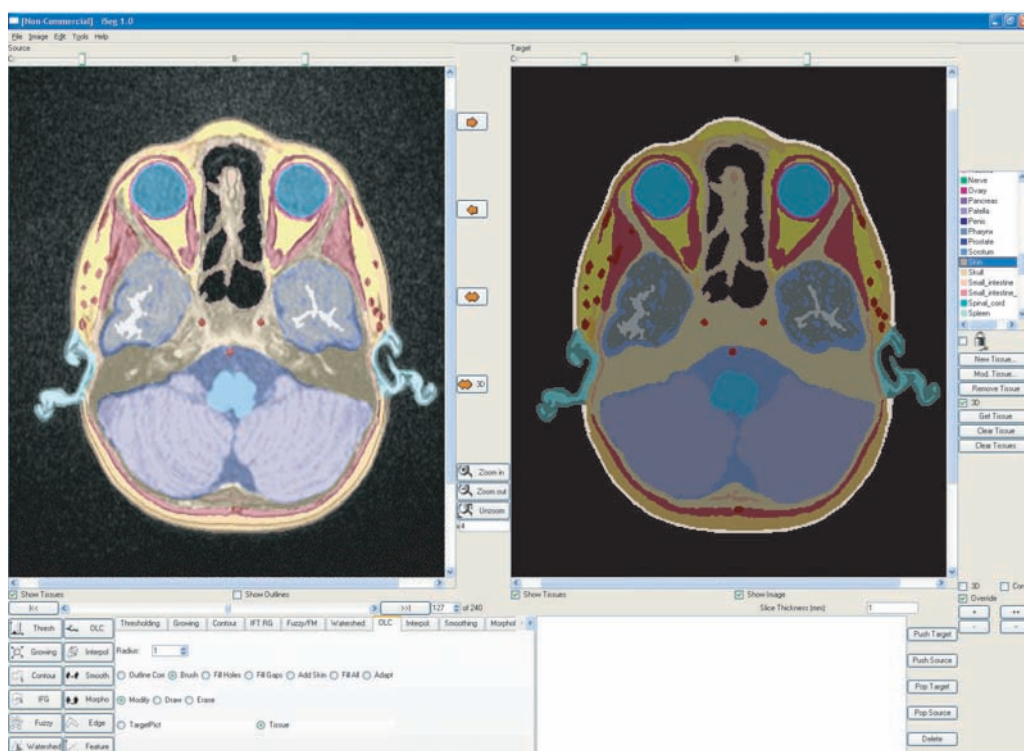


Abbildung 2: Segmentierungssoftware ISEG

AMIRA 4.0. Die einzelnen Schritte sind in Abbildung 3 dargestellt. Zunächst werden Polygonoberflächen (in diesem Fall Dreiecke) der einzelnen Gewebe mit einem Marching-Cube Algorithmus erzeugt [45]. Dieser folgt noch der Auflösung der segmentierten MR-Aufnahmen. Die Glättung der Oberflächen erfolgt durch eine Filterung durch das Spring-Model [46] und schließlich durch Reduzierung der Anzahl der Dreiecke, die die Oberfläche definieren [47].

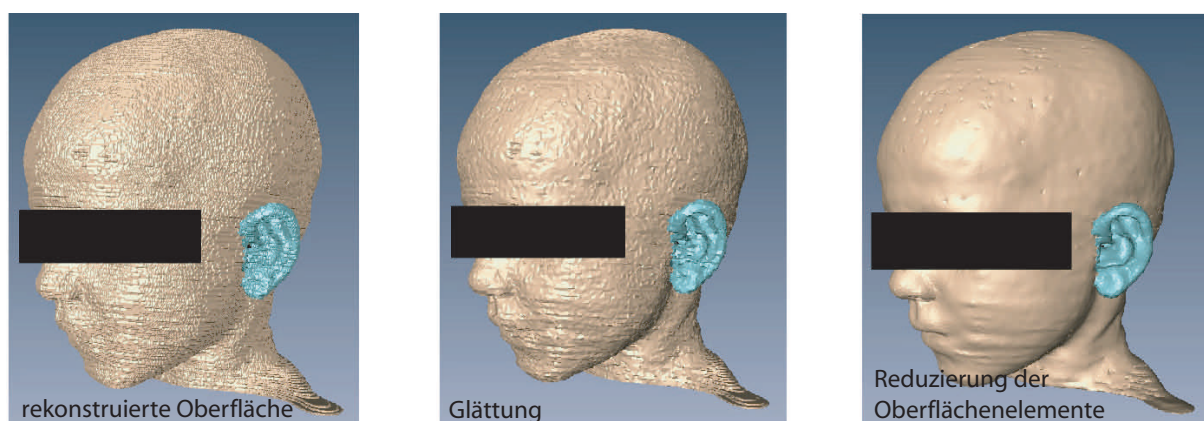


Abbildung 3: Konstruktion der Gewebeoberflächen als CAD-Objekte

Die Rekonstruktion der Gewebe und Organe als CAD-Objekte erlaubt die Darstellung geometrisch kleiner Details ohne vorgegebene Rasterung sowie beliebiges Verschieben und Rotieren im Rechenraum. Für die anschließenden Simulationen mit dem FDTD-Algorithmus (Abschnitt 3.1) kann die Voxelgröße nach der Positionierung des Modells im Rechenraum an Hand der notwendigen Detailtreue und Rechengenauigkeit bestimmt werden. Müssen hingegen Voxelmodelle für

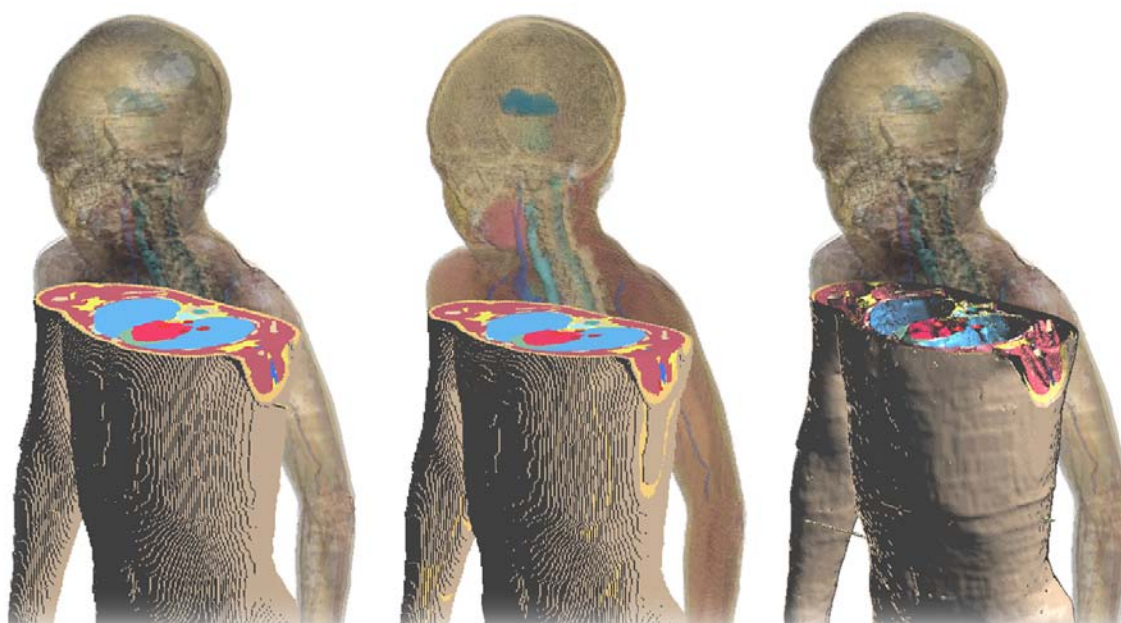


Abbildung 4: Diskretisierung des Models Thelonious mit 1,6 mm Voxelgröße: diskretisiertes CAD-Modell (links), rediskretisiertes Voxelmmodell (Mitte), aus dem CAD-Modell berechnete konforme Voxel

Simulationen mit einer anderen Auflösung erneut diskretisiert werden, kann es durch das wiederholte Sampling der Organe zum Verlust feiner anatomischer Details kommen. Dies ist in Abbildung 4 dargestellt: Die mittlere Abbildung zeigt eine zweimal mit unterschiedlicher Auflösung diskretisierte Version eines CAD-Modells, bei der Fehlstellen in der Haut auftreten.<sup>3</sup> Diese treten besonders deutlich unterhalb des linken Arms hervor. Durch die Modellierung der Organe als CAD-Objekte werden solche Probleme vermieden. Dadurch ist ebenfalls die Verwendung konformer Simulationstechniken [48] möglich (Abbildung 4, rechts). Abbildungen 5 und 6 zeigen die vollständig rekonstruierten CAD-Modelle aller sechs Kinder sowie ihre innere Struktur.

---

<sup>3</sup>Die zweimalige Diskretisierung entspricht einer Rediskretisierung eines als Voxel vorliegenden Modells mit einer anderen Auflösung.



Gewebe	männlich	weiblich
Arterien	x	x
Bauchspeicheldrüse	x	x
Bandscheiben	x	x
Bindegewebe	x	x
Blase	x	x
Blutgefäße	x	x
Bindegewebe	x	x
Bronchen	x	x
Commissura anterior	x	x
Commissura posterior	x	x
Dickdarm	x	x
Dünndarm	x	x
Eierstöcke	x	x
Fett	x	x
Gallenblase	x	x
Gebärmutter	x	x
Gehirn (graue Substanz)	x	x
Gehirn (weiße Substanz)	x	x
Glaskörper	x	x
Harnleiter	x	x
Haut	x	x
Herz (Lumen)	x	x
Herz (Muskel)	x	x
Hippocampus	x	x
Hoden	x	x
Hornhaut	x	x
Hypophyse	x	x
Hypothalamus	x	x
Kehlkopf	x	x
Kiefer	x	x
Kleinhirn	x	x
Kniescheibe	x	x
Knochen	x	x
Knochenmark	x	x
Knorpel	x	x
Leber	x	x
Linse	x	x
Liquor	x	x
Luft	x	x
Luftröhre	x	x
Lunge	x	x
Magen	x	x
Meniskus	x	x
Mesenzephalon	x	x
Milz	x	x
Muskel	x	x
Nachhirn	x	x
Nebenhoden	x	x
Nebenniere	x	x
Nerven	x	x
Niere (Kortex)	x	x
Niere (Medulla)	x	x
Ohrmuschel (Haut)	x	x
Ohrmuschel (Knorpel)	x	x
Penis	x	x
Pinealdrüse	x	x
Pons	x	x
Prostata	x	x
Rachen	x	x
Rückenmark	x	x
Schädel	x	x
Schleimhaut	x	x
Scheide	x	x
Schilddrüse	x	x
Sehnen	x	x
Sklera	x	x
Speiseröhre	x	x
Thalamus	x	x
Thymusdrüse	x	x
Venen	x	x
Wirbel	x	x
Zähne	x	x
Zunge	x	x
Zwerchfell	x	x

Tabelle 3: Gewebe und Organe der sechs Modelle

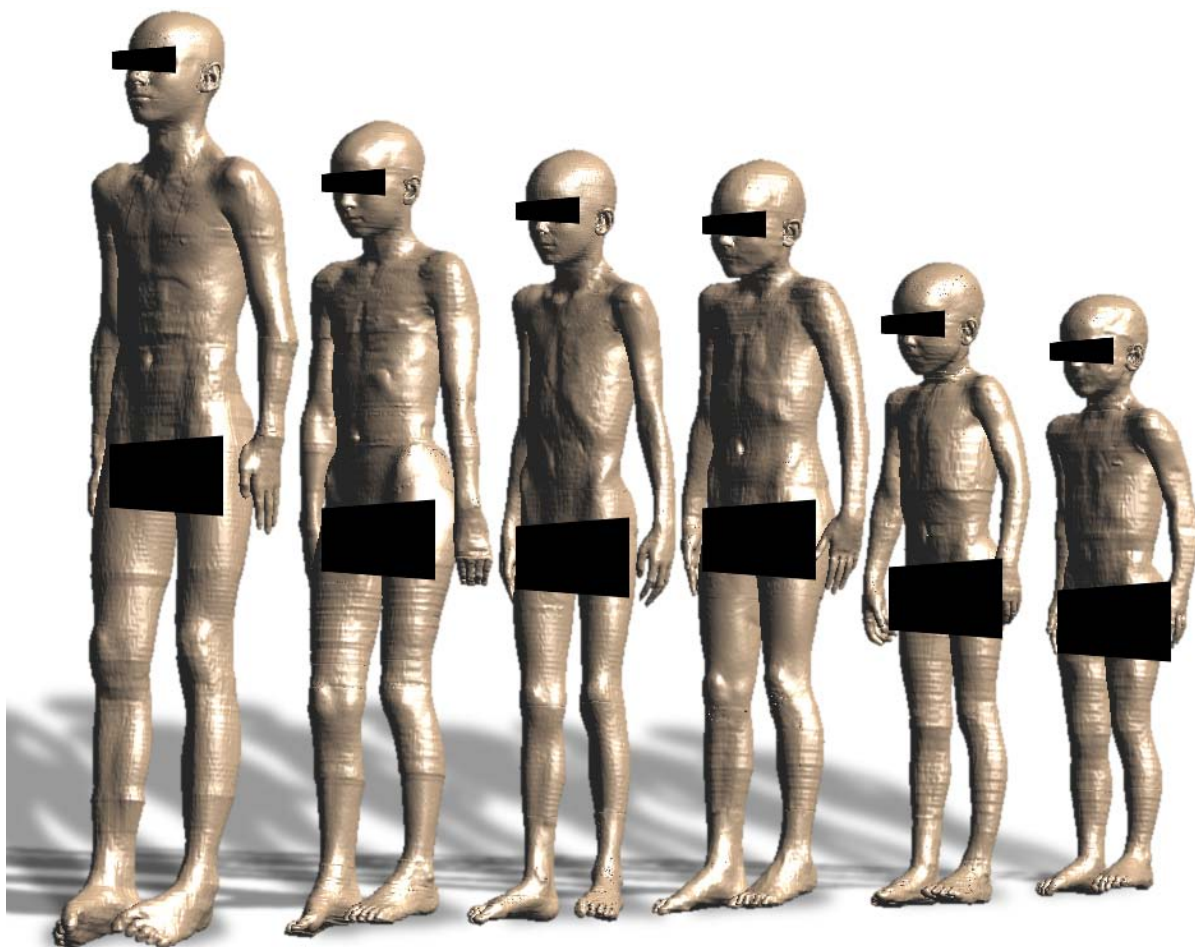


Abbildung 5: Rekonstruierte CAD-Modelle der Kinder (von links nach rechts: Louis, Billie, Dizzy, Eartha, Thelonious und Roberta)

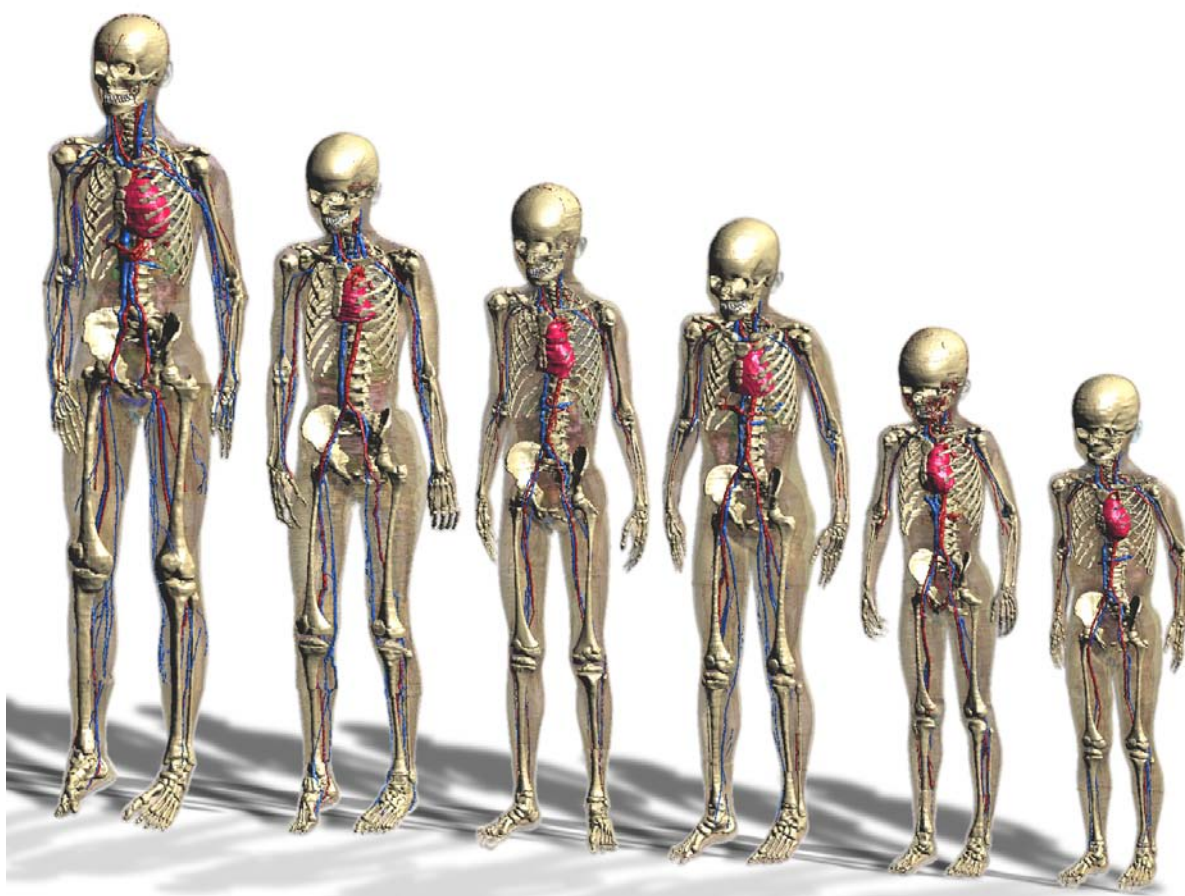


Abbildung 6: Innere Struktur der Modelle (von links nach rechts: Louis, Billie, Dizzy, Eartha, Thelonious und Roberta)

### 3 Bestimmung der Exposition mit der FDTD-Methode

#### 3.1 Finite Differenzen im Zeitbereich

Für sämtliche numerischen Berechnungen dieser Studie wird die Methode der finiten Differenzen im Zeitbereich (Finite-Difference Time-Domain, FDTD) [49, 50] verwendet. Die Methode berechnet E- und H-Feldvektoren direkt in der Mitte jeder Kante des den Rechenraum ausfüllenden Gitters des Rechenraumes. Die Vektorkomponenten der E- und H-Felder werden in einem rechtwinkligen Gitter angeordnet (Abbildung 7). 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 [51] untersucht.

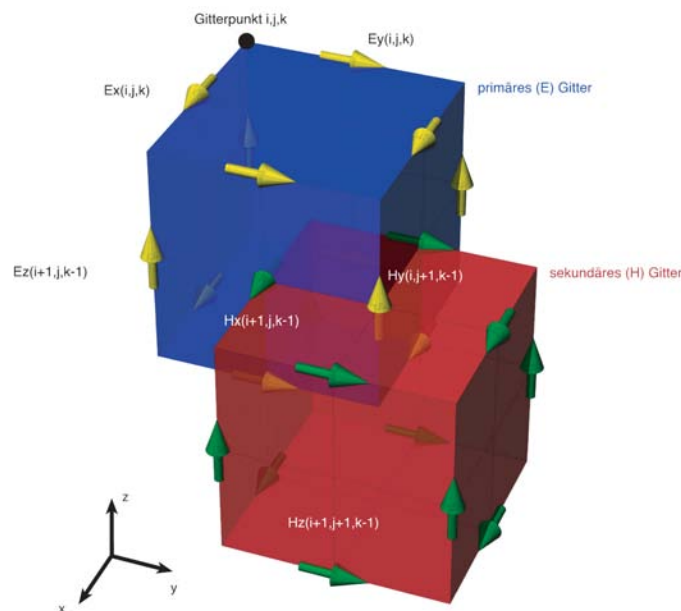


Abbildung 7: FDTD-Gitter mit den Vektorkomponenten der E- und H-Felder einer Zelle

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 [52] 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 [53]. Diese lassen sich aber in der Regel bei der Auswertung der Daten identifizieren und tragen bei der Berechnung der über ein Volumen gemittelten SAR nur unwesentlich zum Ergebnis bei. Für diese Studie wird die für Konvergenz der Zielgrößen (Ganzkörper-SAR und 10 g Peak Spatial Average SAR, siehe Abschnitt 3.2.3) notwendige Auflösung durch wiederholte Simulationen mit verfeinertem Gitter bestimmt (Anhang C).

## 3.2 Anpassung der Simulationssoftware

### 3.2.1 Befeldung mit ebenen Wellen

Für die Exposition der anatomischen Modelle unter Fernfeldbedingungen (ebene Welle) wird die „Total-Field Scattered-Field“-Methode (TFSF) verwendet [54]. Aufgrund der endlichen Größe des Rechengitters, ist es zunächst nicht möglich, eine ebene Welle im gesamten Rechenraum zu erzeugen; es käme immer zu störenden Feldartefakten am Rechenraumrand. Bei der TFSF-Methode wird lediglich ein quaderförmiger Bereich des Rechenraumes mit einer ebenen Welle befeldet. Auf den Rändern dieses Bereiches wird die bekannte Lösung der ebenen Welle abgezogen, so dass sich außerhalb dieses Bereiches lediglich das Streufeld der Objekte im befeldeten Bereich befindet. Dieses wird von den Randbedingungen des Rechenraumes dann absorbiert. Auf Grund der numerischen Phasenfehler [51], die bei der Ausbreitung der elektromagnetischen Wellen im Rechengitter auftreten, kann es bei elektrisch großen Bereichen zu Phasendifferenzen zwischen der Formulierung der ebenen Welle auf dem Rechenraumrand und den Feldern im Rechengitter selbst kommen, die zwar im Bezug auf die Ausbreitungsgeschwindigkeit der Welle vernachlässigbar sind, die sich aber dennoch als numerische Artefakte am Übergang vom Bereich des Total-Fields zum Streufeld (Scattered Field) bemerkbar machen. Um dies zu unterdrücken, wurde eine spezielle Implementierung der „Total-Field Scattered-Field“-Methode verwendet, die an Stelle der analytischen Lösung der ebenen Welle eine in einem eindimensionalen Gitter bestimmte FDTD-Lösung verwendet, die denselben Phasengang wie die im eigentlichen Rechenraum laufende numerische Welle aufweist [50].

### 3.2.2 Parallelisierung

Grafikprozessoren erlauben das hochparallele Ausführen der für den FDTD-Algorithmus benötigten Operationen und haben direkten und schnellen Zugriff auf eigenen Speicher. Für die im Rahmen des Projektes durchzuführenden Simulationen wurde der Kernel des FDTD-Kernels der Simulationssoftware SEMCAD X für den Betrieb mit vier Grafikprozessoren vom Typ Nvidia Quadro FX 5600 (Acceleware) parallelisiert. Dafür stand eine Programmierschnittstelle des Herstellers zur Verfügung, die in den Kernel eingebunden wurde. Die vier Grafikprozessoren verfügen über insgesamt 6 GByte Arbeitsspeicher. Damit können unter praxisnahen Bedingungen Probleme von bis zu 200 Millionen Zellen einschließlich absorbierender Randbedingungen [55] unter Ausnutzung der vollen Beschleunigung berechnet werden. Während man mit einer Implementierung des FDTD-Algorithmus' auf einer handelsüblichen CPU mit Vektorunterstützung (SSE, Streaming SIMD Extensions) und 2 bis 3 GHz Taktfrequenz Rechengeschwindigkeiten von 10 bis 20 Millionen Voxel pro Sekunde erreicht, erlaubt die parallelisierte Implementierung auf den vier Grafikprozessoren Geschwindigkeiten von bis zu einer Billion Voxel pro Sekunde. Dies hängt jedoch stark von der tatsächlichen Gittergröße ab. Kleinere Rechengitter nutzen die Parallelisierung weniger effizient und laufen daher langsamer. Bei Problemen, deren Speicherbedarf die Kapazität des direkt an die Grafikprozessoren angebotenen Speichers überschreitet, können die Grafikkarten auf den Hauptspeicher des Rechners zugreifen. Dies führt jedoch zu einem starken Rückgang der Ausführungsgeschwindigkeit. In Extremfällen kann diese bis auf 20 bis 30 Millionen Zellen pro Sekunde fallen, so dass sie kaum über der Leistung einer normalen CPU liegt.

### 3.2.3 Peak Spatial Average SAR

Zur Bestimmung der über ein Gewebenvolumen von 10 g Masse gemittelten SAR wird der in [4] beschriebene Algorithmus verwendet. Er bestimmt für jedes aus Gewebe bestehende Voxel des Rechengitters ein würfelförmiges Mittelungsvolumen einer bestimmten Masse (hier 10 g). Liegt

ein Voxel so weit im Gewebeinneren, dass der Würfel vollständig mit Gewebe gefüllt werden kann, wird er um den Voxelmittelpunkt so lange ausgedehnt, bis er die Zielmasse erreicht.

Lässt sich um ein Voxel kein Würfel konstruieren, der vollständig aus Gewebe besteht, wird diesem Voxel der Maximalwert aller Würfel zugewiesen, die dieses Voxel enthalten. 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. Dieser Fall tritt in der Regel bei der Bestimmung der SAR in den Fingern ein. Kann bei Mittelung über eine kleine Teilregion des Körpers (z. B. Ohrmuschel) die Zielmasse nicht erreicht werden, wird die in dieser Teilregion absorbierte Leistung durch ihre Masse dividiert, um die Peak Spatial Average SAR zu bestimmen.

Um die während den Simulationen anfallenden großen Datenmengen zu vermindern, wurde die Berechnung der Peak Spatial Average SAR und der im gesamten Körper absorbierten Leistung automatisch nach dem Ende einer jeden Simulation durchgeführt. Die Datei zur Speicherung der Simulationsergebnisse enthält für die E-Felder jedes Voxels drei komplexe Fließkommawerte einfacher Genauigkeit. Es werden also 24 Byte pro Gitterzelle benötigt. Bei Gittergrößen von über 300 Millionen Voxeln werden die Ergebnisdateien über 7 GB groß. Durch die automatische Berechnung der Spatial Average SAR nach jeder Simulation muss pro Voxel lediglich ein reeler Fließkommawert einfacher Genauigkeit gespeichert werden. Die zu speichernde und zu sichernde Datenmenge reduziert sich so um einen Faktor sechs. Für die Implementierung stand die Python-Schnittstelle von SEMCAD X zur Verfügung [56]. Diese erlaubt Zugriff auf die Klassen und Methoden des Postprozessors und damit auf den Algorithmus zur Bestimmung der Spatial Average SAR. Nach Beendigung einer jeden Simulation konnte die Ergebnisdatei geladen werden, um die Verteilung der Spatial Average SAR zu bestimmen. Die ursprüngliche Ergebnisdatei konnte unmittelbar danach gelöscht werden, so dass nur noch die kompaktere Datei mit der Verteilung der Spatial Average SAR gespeichert werden musste.

### 3.3 Bestimmung der Simulationsparameter

Die numerische Genauigkeit der SAR-Bestimmung hängt im Wesentlichen von der verwendeten Gitterschrittweite und der Rechenzeit ab. Erstere bestimmt die numerische Dispersion [51] und die Genauigkeit des FDTD-Algorithmus' an Materialgrenzen [52], letztere muss so gewählt werden, dass jeder Ort des Rechenraumes bei den hier verwendeten harmonischen Simulationen eingeschungen ist. Dies führt gerade bei hohen Frequenzen und Befeldung von der Unter- bzw. der Oberseite zu langen Rechenzeiten, da die einfallende Welle den gesamten Rechenraum und das anatomische Modell vollständig durchdringen muss. Die dafür notwendigen Rechenzeiten wurden zunächst unter Berücksichtigung der Ausbreitungsgeschwindigkeiten der elektromagnetischen Wellen im Gewebe abgeschätzt und danach durch Simulationen mit unterschiedlichen Laufzeiten überprüft. Es ergaben sich gerechnete Zeiten von bis zu 50 Perioden (5,8 GHz). Die für Konvergenz der SAR notwendige räumliche Auflösung der anatomischen Modelle wurde frequenzabhängig durch wiederholtes Verfeinern des Rechengitters bestimmt. Es ergaben sich Gitterschrittweiten von 1,5 mm, 1,0 mm und 0,75 mm für die Frequenzen von 2,0 GHz, 4,0 GHz und 5,8 GHz. Die tatsächlich verwendeten räumliche Auflösungen der Körpermodelle für die FDTD Berechnungen lagen je nach Modell und Frequenz im Bereich von 0,7 mm —1,5 mm. Etwaige Unsicherheiten durch grobere Auflösungen sind im Unsicherheitsbudget berücksichtigt. Zur Auswertung der weiteren Beiträge zur numerischen Unsicherheit wurden die die SAR beeinflussenden Parameter für die einzelnen Expositionsszenarien variiert. Dies ist in Anhang C im Detail beschrieben.

## 4 Ergebnisse

### 4.1 Ganzkörperexposition bei Resonanzfrequenz

Die Ganzkörperexposition wurde bei Resonanz sowohl unter geerdeten als auch bei ungeerdeten Bedingungen bestimmt. In allen Fällen wurde von vorne, von hinten und von der linken Seite mit Ausrichtung des E-Feldvektors parallel zur Körperachse befeuert. Die geerdeten Randbedingungen wurden als perfekt elektrisch leitend angenommen. Verbleibende Lücken zwischen den Fußsohlen der Modelle und der Erdung wurden mit Hautgewebe gefüllt. In Abhängigkeit von der Stellung der Füße der Modelle ergaben sich zusätzliche Gewebemassen zwischen 0,1 kg und 1,3 kg bei einer maximalen Höhe von etwa 40 mm. Der Beitrag des eingefügten Gewebes auf die SAR wird in der Unsicherheitsanalyse berücksichtigt (Anhang C). Für die dielektrischen Gewebeparameter wurde das Cole-Cole-Modell nach [57] verwendet.

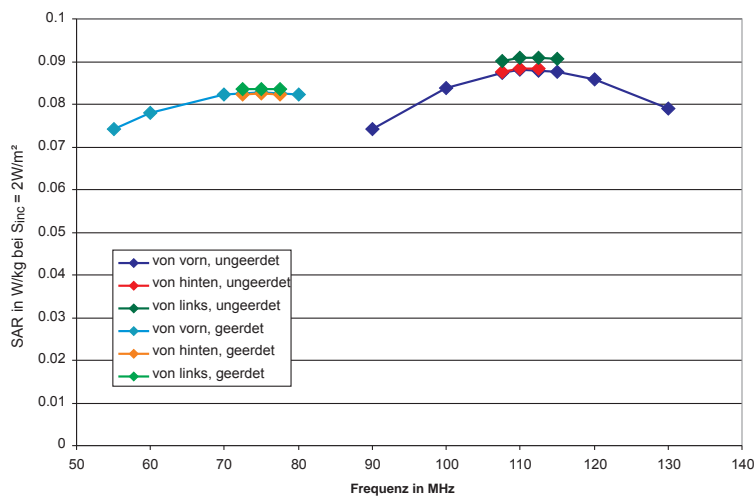


Abbildung 8: Ganzkörper-SAR im Modell „Roberta“ als Funktion der Frequenz der einfallenden Welle bei einer Leistungsdichte  $S_{inc}$  von  $2 \text{ W/m}^2$

Zur Ermittlung der Resonanzfrequenz wurde diese zunächst an Hand der Körpergröße der Modelle abgeschätzt und in Schritten von 5 MHz variiert, bis die maximale Absorption bei gleichbleibender Leistungsdichte des einfallenden Feldes erreicht war. Innerhalb dieser Schrittweite ändert sich die im gesamten Körper absorbierte Leistung um weniger als 2% (Abbildung 8). Die so ermittelten Resonanzfrequenzen der Modelle sind in Tabelle 4 zusammengefasst.

	Größe [m]	Resonanzfrequenz in MHz	
		ungeerdet	geerdet
Louis	1,65	73	48
Billie	1,46	80	55
Dizzy	1,40	85	58
Eartha	1,35	90	50
Thelonius	1,17	105	70
Roberta	1,09	113	75

Tabelle 4: Resonanzfrequenzen der anatomischen Modelle bei frontalem Einfall einer ebenen Welle (Vektor des E-Feldes parallel zur Körperachse) bei geerdeten und ungeerdeten Bedingungen

Abbildung 9 zeigt die Belastung der Modelle bei Resonanzfrequenz. Sowohl bei geerdeten als auch bei ungeerdeten Bedingungen liegt die über den gesamten Körper gemittelte SAR bei Befeldung mit der Referenzleistungsdichte von  $2 \text{ W/m}^2$  in der Größenordnung des Grenzwertes von  $0,08 \text{ W/kg}$  [2]. Bei Modellen mit niedrigem BMI (Tabelle 2) wird der Grenzwert um bis etwa 30 % überschritten ( $0,105 \text{ W/kg}$  beim Modell Dizzy,  $1,40 \text{ m}$ ,  $26,2 \text{ kg}$  unter ungeerdeten Bedingungen, seitlicher Einfall). Die Abweichungen der SAR für die verschiedenen Einfallsrichtungen können bis zu 5 % erreichen. Zum Herstellen eines allgemeingültigen Zusammenhangs zwischen der Überschreitung des Grenzwertes und dem BMI bedarf es jedoch weiterer Untersuchungen mit einer größeren Anzahl von Modellen. In Anhang B ist die Verteilung der SAR im Körper bei Resonanzfrequenz unter geerdeten und ungeerdeten Bedingungen dargestellt. Die numerische Unsicherheit wird in Anhang C besprochen. Für ungeerdete Bedingungen wurde sie mit  $1,2 \text{ dB}$  und für geerdete Bedingungen mit  $1,3 \text{ dB}$  abgeschätzt.

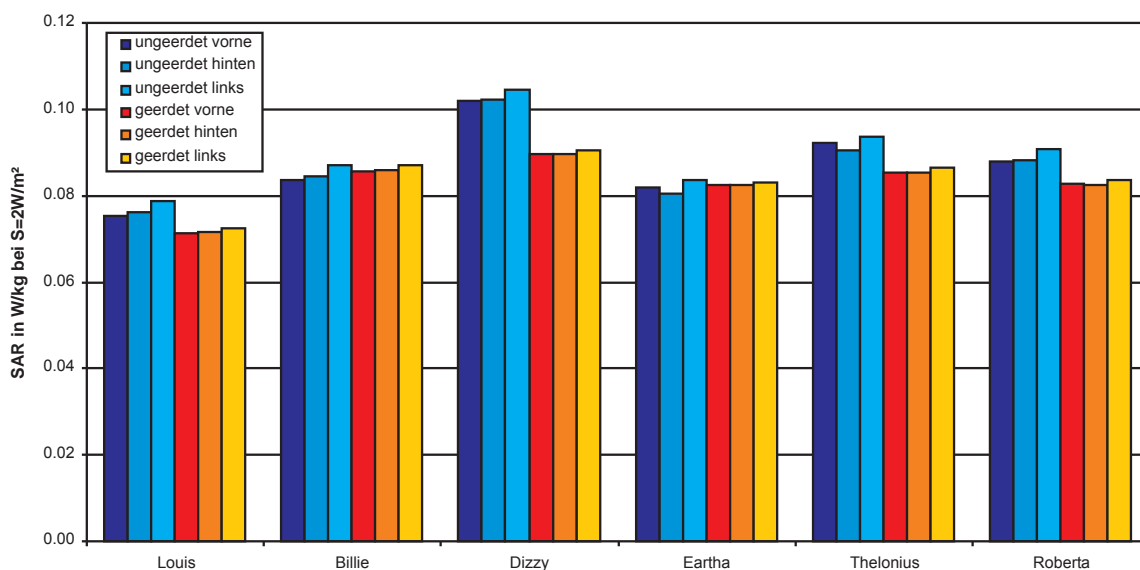


Abbildung 9: Über den ganzen Körper gemittelte SAR der anatomischen Modelle bei Befeldung mit einer ebenen Welle bei Resonanzfrequenz mit einer Leistungsdichte von  $S = 2 \text{ W/m}^2$  (Vektor des E-Feldes parallel zur Körperachse) bei geerdeten und ungeerdeten Bedingungen (num. Unsicherheit:  $1,2 \text{ dB}$  ungeerdet (Tabelle 14) und  $1,3 \text{ dB}$  geerdet (Tabelle 15))

## 4.2 Ganzkörperexposition bei 2 GHz, 4 GHz und 5,8 GHz

Zur Bestimmung der Ganzkörperexposition unter Fernfeldbedingungen werden die Modelle aus sechs verschiedenen Einfallsrichtungen mit je zwei Polarisationen befeldet. Abbildung 10 stellt die Einfallsrichtungen und -polarisationsebenen dar. Die Untersuchungen beschränken sich auf Frequenzen oberhalb von  $1,5 \text{ GHz}$ , da lediglich in diesem Bereich Verletzungen der empfohlenen Grenzwerte der über den ganzen Körper gemittelten SAR beobachtet wurden (Abschnitt 1).<sup>4</sup> Lediglich bei den Modellen Eartha und Thelonius wurde ein erweiterter, fein abgestufter Frequenzbereich von  $20 \text{ MHz}$  bis  $5,8 \text{ GHz}$  ausgewertet. Die numerische Unsicherheit wird in Anhang C besprochen. Sie wurde für Ganzkörperexposition mit  $1,2 \text{ dB}$  abgeschätzt (Tabelle 13).

Abbildung 11 zeigt die für das Erreichen des Grenzwertes von  $0,08 \text{ W/kg}$  benötigte Leistungsdichte im Vergleich zum ICNIRP-Referenzwert [2]. Als Datenpunkt wurde jeweils diejenige

<sup>4</sup>Die Belastung bei Resonanzfrequenz wurde bereits in Abschnitt 4.1 besprochen.



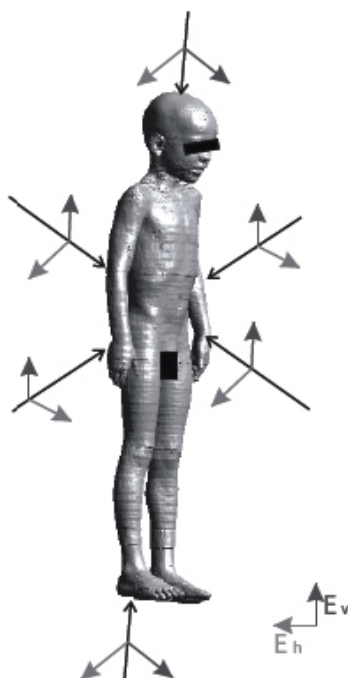


Abbildung 10: Einfalls- und Polarisationsrichtungen bei den untersuchten Konfigurationen verwendeten ebenen Wellen

Einfallrichtung und -polarisation eingetragen, bei der mit der geringsten Leistungsdichte der empfohlene Grenzwert erreicht wird. In Abbildung 12 sind für die Frequenzen 2 GHz, 4 GHz, und 5,8 GHz die über den ganzen Körper gemittelten maximalen SAR-Werte bei einer Leistungsdichte von  $10 \text{ W/m}^2$  angegeben. Beim Modell Thelonious übersteigt die Ganzkörperexposition bereits bei etwa 1,5 GHz den empfohlenen Grenzwert. Abbildung 13 zeigt die über alle untersuchten Einfalls- und Polarisationsrichtungen gemittelte Ganzkörper-SAR. Diese kann als Abschätzung der Belastung bei statistisch gleichverteilter Befeldung aus allen Richtungen dienen [58].

Bei allen Modellen bis zu einer Körpergröße von 1,46 m wird der Grenzwert bei 2 GHz ebenfalls überschritten, wobei die über den gesamten Körper gemittelte SAR mit zunehmender Größe abnimmt. Lediglich beim größten Modell Louis (1,65 m) wird der Grenzwert nur knapp erreicht. Bei 4,0 GHz wird er lediglich bei den kleineren und leichteren Modellen Roberta, Thelonious und Dizzy überschritten. Bei 5,8 GHz ist der für die Leistungsdichte der einfallende Welle definierte Referenzwert bei allen Modellen konservativ.

Abbildungen 14 — 31 zeigen die über den gesamten Körper gemittelte SAR aller Modelle bei 2 GHz, 4 GHz und 5,8 GHz und sämtlichen Einfallsrichtungen und -polarisationen. Die maximale Belastung tritt erwartungsgemäß in allen Fällen bei Einfall von vorne oder von hinten auf; der Einfluss der Polarisation ist in diesem Frequenzbereich gering. Weitere Grenzwertüberschreitungen treten lediglich bei den kleinsten Modellen (Roberta und Thelonious) und seitlichem Einfall bei 2,0 GHz auf.

Das Verhältnis der im Körper absorbierten Leistung zur Körpermasse steigt bei kleineren und leichteren Kindern systematisch an. Daher kann auf Grund der vorliegenden Ergebnisse von der Verletzung der empfohlenen Grenzwerte bei kleinen Kindern ausgegangen werden. Der Frequenzbereich, innerhalb dessen diese Verletzungen auftreten, lässt sich an Hand der hier erhobenen Daten nur grob mit etwa 1 GHz bis 5 GHz abschätzen. Weitere Untersuchungen an anatomisch korrekten Modellen kleinerer Kinder sind jedoch notwendig, um die maximal mögliche Belastung

zu bestimmen.

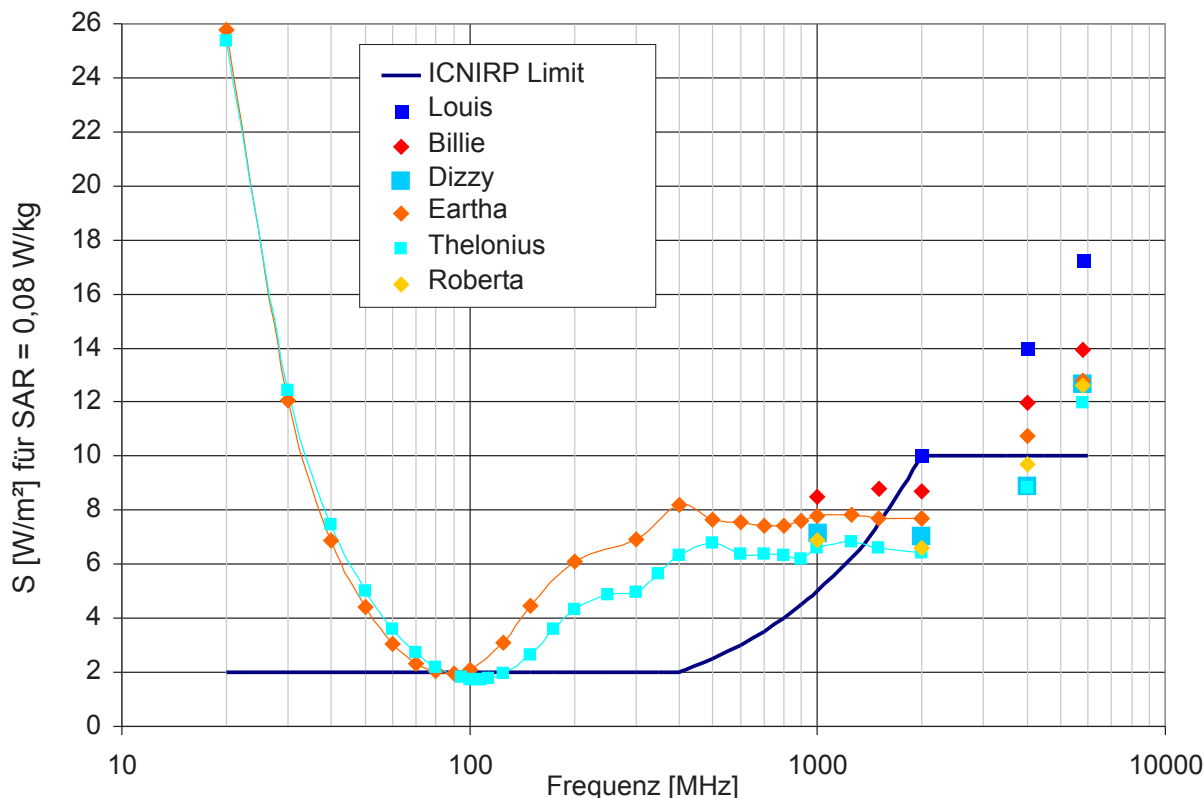


Abbildung 11: Für das Erreichen des Grenzwertes für die über den gesamten Körper gemittelte SAR (0,08 W/kg) benötigte Leistungsdichte im Vergleich zum ICNIRP-Grenzwert [2] (Grenzfall aller untersuchten Konfigurationen, numerische Unsicherheit: 1,2 dB, Tabelle 13)

### 4.3 Lokale Exposition bei 2 GHz, 4 GHz und 5,8 GHz

Für sämtliche in Abschnitt 4.2 aufgeführten Konfigurationen wurde die über eine würfelförmige Masse von 10 g gemittelte Peak Spatial Average SAR bestimmt. Der hierfür verwendete Algorithmus wurde der Definition in [4] entsprechend implementiert. Abbildung 32 zeigt die jeweiligen über 10 g gemittelten Maximalwerte aller Modelle bei 2 GHz, 4 GHz und 5,8 GHz. Die Einzelergebnisse aller Einfalls- und Polarisationsrichtungen sind in den Tabellen 6—11 in Anhang A zusammengestellt. Dort findet sich ebenfalls die Stelle des Körpers, an der dieser Wert auftritt. Die SAR-Verteilung in den anatomischen Modellen ist in Anhang B dargestellt.

Die jeweiligen absoluten bzw. lokalen Maxima treten häufig an den Fingern, den Zehen, dem Penis, der Nase oder dem Hals auf (Anhang B und [15, 59]). Bei höheren Frequenzen (5,8 GHz) ist ein Abfall der Peak Spatial SAR zu beobachten. Auf Grund der niedrigeren Eindringtiefe erfolgt die Absorption im Wesentlichen an der Körperoberfläche, so dass die inneren Gewebeschichten relativ wenig zu der in einem würfelförmigen Volumen gemittelten SAR beitragen (siehe auch [60]). Mittelt man die lokale SAR stattdessen über ein beliebig zusammenhängendes Volumen („contiguous tissue“), wie es in [2] vorgeschlagen wird, ist hier jedoch mit deutlich höheren Werten zu rechnen.

Die Parameter, die die Peak Spatial SAR bestimmen, können auf folgende Effekte zurückgeführt werden:

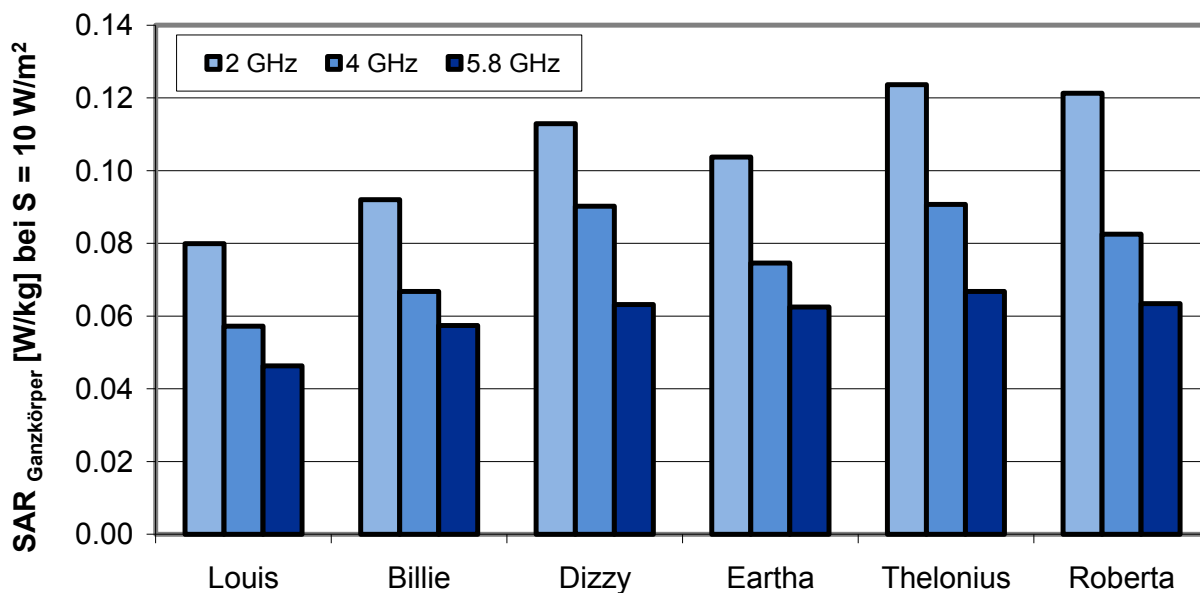


Abbildung 12: Maximalwerte der über den gesamten Körper gemittelten SAR bei einer Leistungsdichte von  $S = 10 \text{ W/m}^2$ , numerische Unsicherheit: 1,2 dB (Tabelle 13)

- Teilkörperresonanzen z. B. in den Gliedmaßen
- Stehwelleneffekte in geschichtetem Gewebe [60]
- Fokussierungseffekte in konkaven Regionen [59]
- durch die Körperhaltung bedingte Zwischenräume z. B. zwischen Hand und Rumpf

Die Peak Spatial Average SAR wird daher durch individuelle Unterschiede bedingt, die sehr stark streuen können, die jedoch nicht mit dem Alter korreliert sind. In den untersuchten Konfigurationen ergab sich zwar keine Verletzung des für den Körper definierten 10-g-Grenzwertes von 2 W/kg (4 W/kg in den Extremitäten), wenn die Leistungsdichte der einfallenden Welle  $10 \text{ W/m}^2$  nicht überschritt. Jedoch erscheint die Verallgemeinerung dieser Ergebnisse im Hinblick auf die zahlreichen Effekte und Parameter schwierig. Die numerische Unsicherheit wird in Anhang C besprochen. Sie wurde für Ganzkörperexposition mit 1,4 dB abgeschätzt (Tabelle 12).

#### 4.4 Einfluss altersabhängiger Änderungen der Gewebeparameter

Verschiedene experimentelle Studien zu altersabhängigen Änderungen der dielektrischen Gewebeparameter, die in den vergangenen Jahren durchgeführt wurden, zeigten durchwegs eine Abnahme der Dielektrizitätskonstante und der elektrischen Leitfähigkeit mit zunehmendem Alter [61, 62, 63]. Die zur Verfügung stehenden Daten waren für die numerische Analyse des Einflusses dieser Änderungen auf die SAR nicht ausreichend, so dass bisherige Aussagen zum Anstieg der Peak Spatial Average SAR auf Grund der möglicherweise höheren Leitfähigkeit des Gewebes bei Kindern (z. B. [64]) lediglich als spekulativ betrachtet werden können.

In einer kürzlich durchgeführten experimentellen Studie, die die Ergebnisse der oben aufgeführten Arbeiten bestätigt, wurden die dielektrischen Parameter zahlreicher Gewebe von Schweinen verschiedener Alters- bzw. Gewichtsklassen im Frequenzbereich von 50 MHz bis 20 GHz erfasst [65]. Die Schweine wogen 10 kg, 50 kg und 250 kg, was einem ungefähren Alter von 35, 100 und 600 Tagen entspricht. Die unmittelbare Übertragung der Angaben zu den dielektrischen

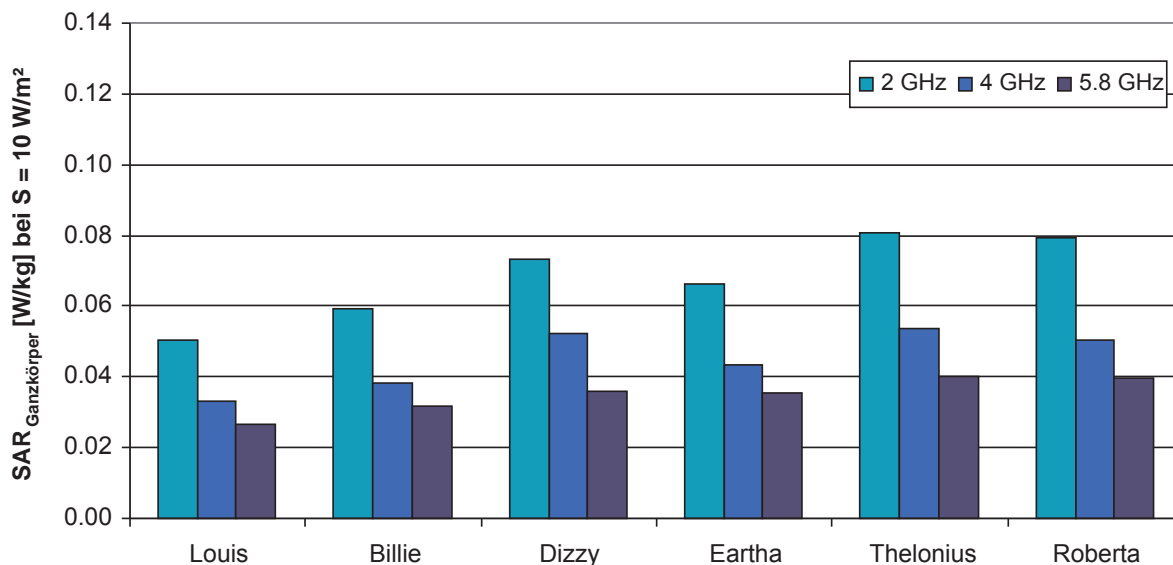


Abbildung 13: Durchschnittswerte der über den gesamten Körper für alle Einfallrichtungen und Polarisationen gemittelten SAR bei einer Leistungsdichte von  $S = 10 \text{ W/m}^2$ , numerische Unsicherheit: 1,2 dB (Tabelle 13)

	Frequenz	Cole-Cole	$\epsilon_r$			Cole-Cole	$\sigma$ in S/m		
			250 kg	50 kg	10 kg		250 kg	50 kg	10 kg
Graue Substanz	900 MHz	52.7	49.9	50.9	51.7	0.94	1.00	1.00	0.98
Weiße Substanz		38.9	28.6	34.0	39.8	0.59	0.48	0.59	0.67
Knochenmark		11.3	5.7	14.0	39.5	0.22	0.05	0.23	0.77
Schädel		20.8	18.8	34.3	41.1	0.34	0.26	0.65	0.75
Haut		41.4	36.8	44.2	45.5	0.87	0.62	0.78	0.80
Fett		5.46	5.7	12.8	14.3	0.05	0.06	0.21	0.23
Graue Substanz	1800 MHz	50.1	48.1	49.2	49.7	1.39	1.34	1.33	1.30
Weiße Substanz		37.0	27.4	32.7	38.2	0.91	0.68	0.82	0.94
Knochenmark		10.7	5.6	13.5	37.9	0.35	0.08	0.34	1.09
Knochen		19.3	17.8	32.6	39.2	0.59	0.44	0.95	1.11
Haut		38.9	34.9	42.1	43.2	1.18	0.93	1.16	1.17
Fett		5.3	5.6	12.6	14.0	0.08	0.10	0.30	0.34

Tabelle 5: Altersabhängige Unterschiede der dielektrischen Gewebeeigenschaften von Schweinen verschiedener Gewichts- bzw. Altersklassen bei 900 MHz und 1800 MHz [65] im Vergleich zu den Cole-Cole Parametern nach [57]

Parametern auf den Menschen ist nicht möglich. Man kann jedoch davon ausgehen, dass sie den Bereich vom Neugeborenen bis zum Erwachsenen abdecken.

Tabelle 5 zeigt auszugsweise die wesentlichen Parameter der verschiedenen Altersklassen bei 900 MHz und 1800 MHz im Vergleich zum gebräuchlichen Cole-Cole-Modell [66].<sup>5</sup> Während Gewebe mit hohem Wassergehalt nur geringe Änderungen aufweisen, findet sich für Knochen, Fett und Knochenmark ein mit zunehmendem Alter deutlicher Rückgang der Permittivität und

<sup>5</sup>Die in Tabelle 3 aufgeführten Daten wurden von den Autoren von [65] für die Frequenzen 900 MHz und 1800 MHz vor Veröffentlichung der vollständigen Arbeit zur Verfügung gestellt. Daher beschränken sich die in dieser Studie durchgeführten Untersuchungen zur Altersabhängigkeit der Absorption auf diese beiden Frequenzen.

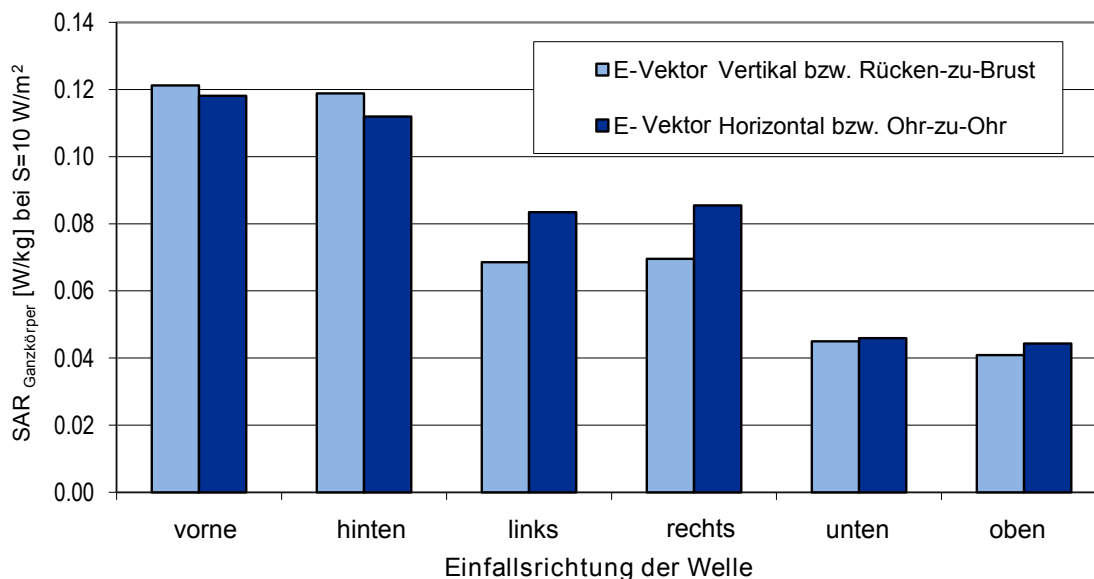


Abbildung 14: Über den ganzen Körper gemittelte SAR des Modells *Roberta* (5 Jahre alt, 1,08 m, 17,6 kg) Einfall einer ebenen Welle mit einer Leistungsdichte von  $S = 10 \text{ W/m}^2$  und einer Frequenz von  $2 \text{ GHz}$  bei sämtlichen Einfallsrichtungen und Polarisationen, numerische Unsicherheit: 1,2 dB (Tabelle 13)

der elektrischen Leitfähigkeit, wobei die bei 250 kg ermittelten Werte in der Regel denen des Cole-Cole Modells am nächsten liegen. Eine Ausnahme bildet hier die Weiße Substanz.

Zur Bestimmung des Einflusses der altersabhängigen Änderungen der dielektrischen Eigenschaften auf die im Körper absorbierte Leistung wurden die über den gesamten Körper gemittelte SAR und die über 10 g gemittelte Peak Spatial Average SAR des Modells Thelionius bei 900 MHz und 1800 MHz und frontal einfallender Welle mit dem E-Feld parallel zur Körperachse mit dem Cole-Cole-Modell und den Parametern der Schweine der drei Gewichts- bzw. Altersklassen bestimmt. Die Ergebnisse sind in den Abbildungen 33 und 34 zusammengefasst. Bei den Gewebeparametern, die für die jüngeren Schweine ermittelt wurden, kommt es zu einer geringen Abnahme der über den gesamten Körper gemittelten SAR um weniger als 4 % bei 900 MHz und um weniger als 6 % bei 1800 MHz. Bei der über 10 g gemittelten SAR ergeben sich Abweichungen von knapp unter 7 %. Diese ist jedoch nicht systematisch von den Altersklassen der verwendeten Gewebeparameter abhängig. Streuungen ähnlicher Größenordnung wurden auch in [67] beobachtet. Die hier ermittelten gewebeabhängigen Änderungen der SAR fließen in die Unsicherheitsabschätzung ein (Anhang C).

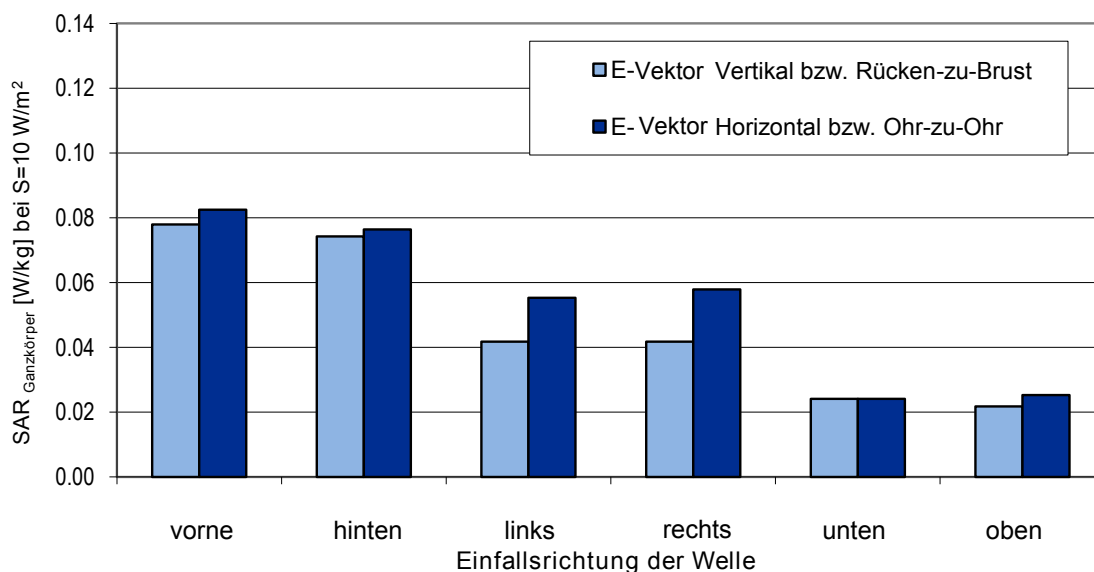


Abbildung 15: Über den ganzen Körper gemittelte SAR des Modells *Roberta* (5 Jahre alt, 1,08 m, 17,6 kg) Einfall einer ebenen Welle mit einer Leistungsdichte von  $S = 10 \text{ W/m}^2$  und einer Frequenz von  $4 \text{ GHz}$  bei sämtlichen Einfallsrichtungen und Polarisationen, numerische Unsicherheit: 1,2 dB (Tabelle 13)

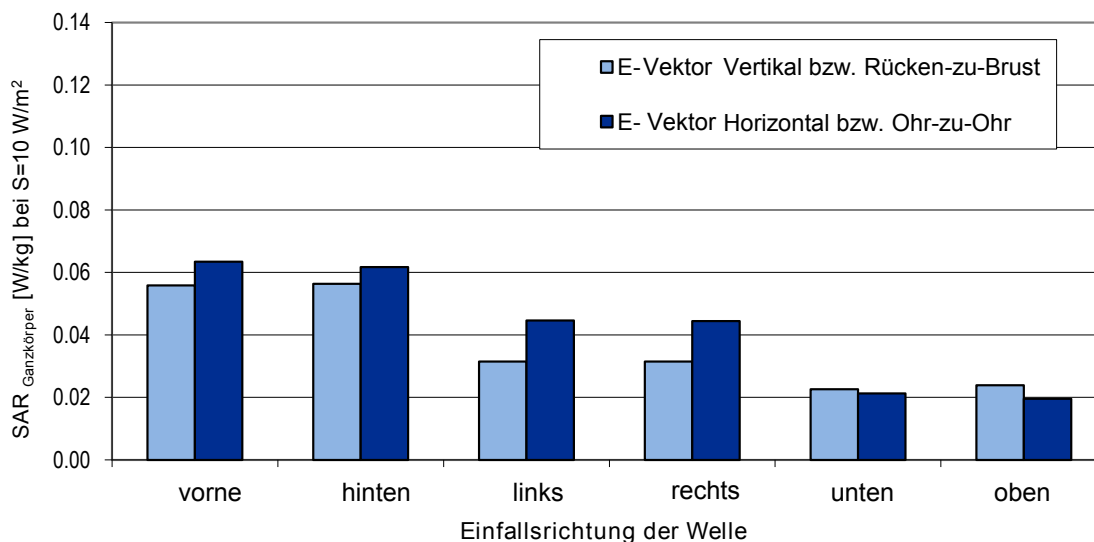


Abbildung 16: Über den ganzen Körper gemittelte SAR des Modells *Roberta* (5 Jahre alt, 1,08 m, 17,6 kg) Einfall einer ebenen Welle mit einer Leistungsdichte von  $S = 10 \text{ W/m}^2$  und einer Frequenz von  $5,8 \text{ GHz}$  bei sämtlichen Einfallsrichtungen und Polarisationen, numerische Unsicherheit: 1,2 dB (Tabelle 13)

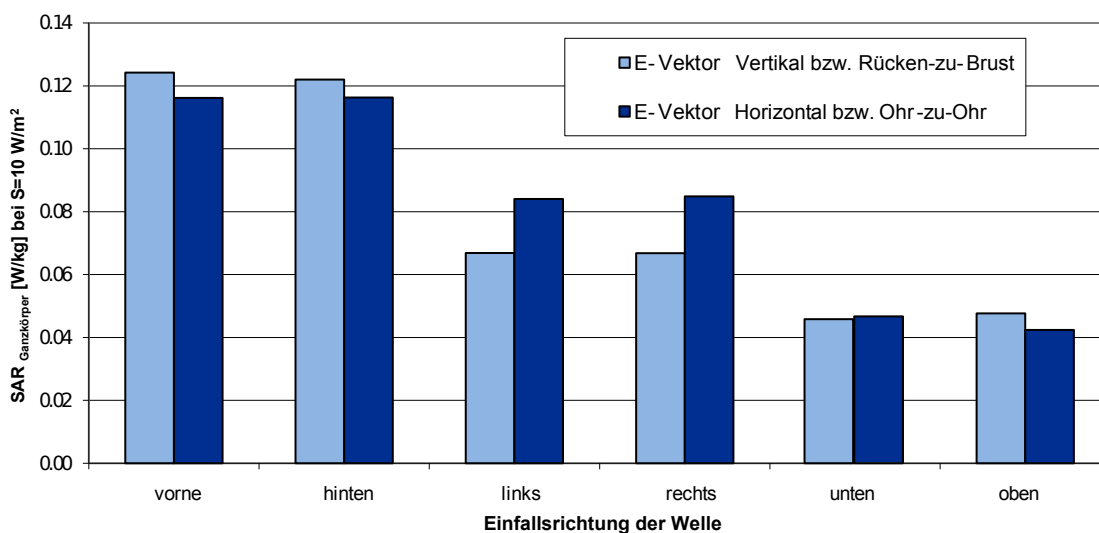


Abbildung 17: Über den ganzen Körper gemittelte SAR des Modells *Thelonious* (6 Jahre alt, 1,17 m, 19,5 kg) Einfall einer ebenen Welle mit einer Leistungsdichte von  $S = 10 \text{ W/m}^2$  und einer Frequenz von  $2 \text{ GHz}$  bei sämtlichen Einfallsrichtungen und Polarisationen, numerische Unsicherheit: 1,2 dB (Tabelle 13)

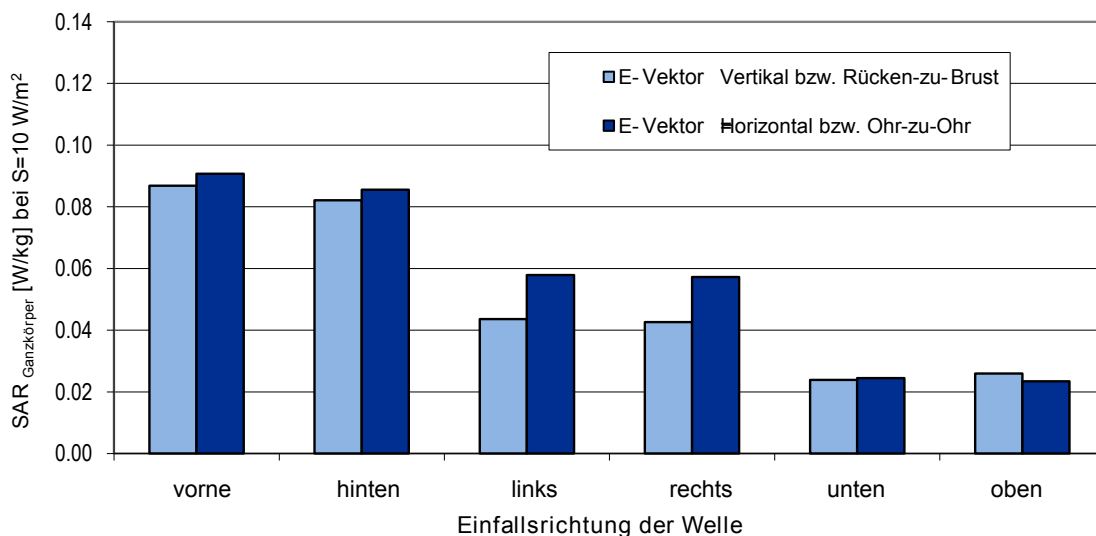


Abbildung 18: Über den ganzen Körper gemittelte SAR des Modells *Thelonious* (6 Jahre alt, 1,17 m, 19,5 kg) Einfall einer ebenen Welle mit einer Leistungsdichte von  $S = 10 \text{ W/m}^2$  und einer Frequenz von  $4 \text{ GHz}$  bei sämtlichen Einfallsrichtungen und Polarisationen, numerische Unsicherheit: 1,2 dB (Tabelle 13)

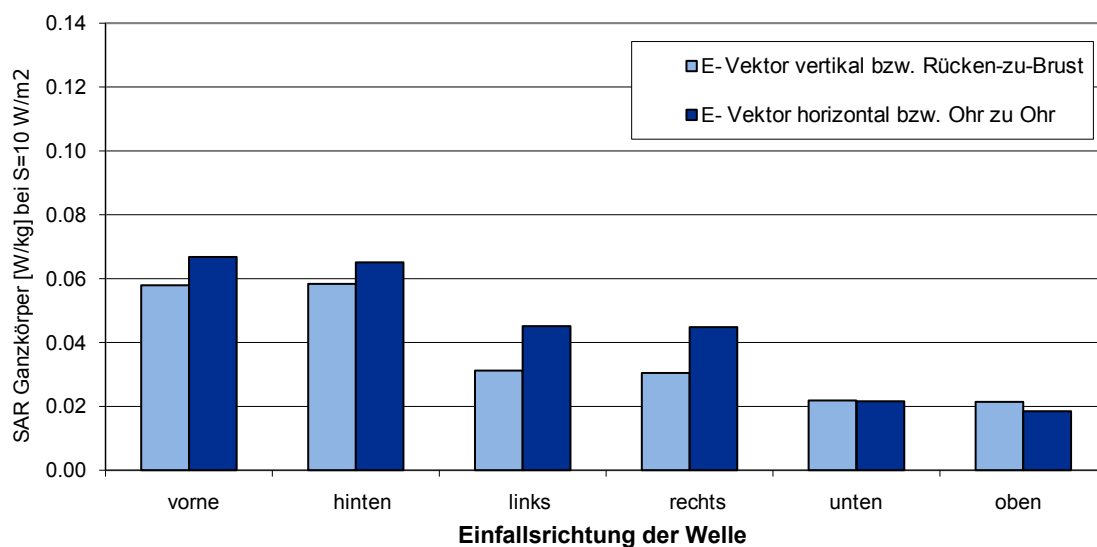


Abbildung 19: Über den ganzen Körper gemittelte SAR des Modells *Thelonious* (6 Jahre alt, 1,17 m, 19,5 kg) Einfall einer ebenen Welle mit einer Leistungsdichte von  $S = 10 \text{ W/m}^2$  und einer Frequenz von  $5,8 \text{ GHz}$  bei sämtlichen Einfallsrichtungen und Polarisationen, numerische Unsicherheit: 1,2 dB (Tabelle 13)

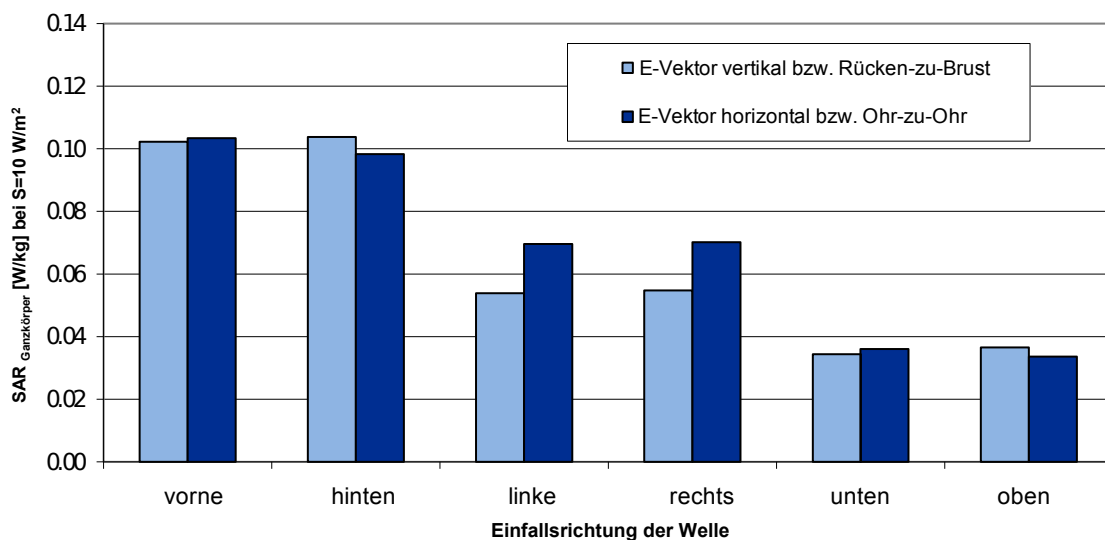


Abbildung 20: Über den ganzen Körper gemittelte SAR des Modells *Eartha* (8 Jahre alt, 1,35 m, 30,3 kg) Einfall einer ebenen Welle mit einer Leistungsdichte von  $S = 10 \text{ W/m}^2$  und einer Frequenz von  $2 \text{ GHz}$  bei sämtlichen Einfallsrichtungen und Polarisationen, numerische Unsicherheit: 1,2 dB (Tabelle 13)



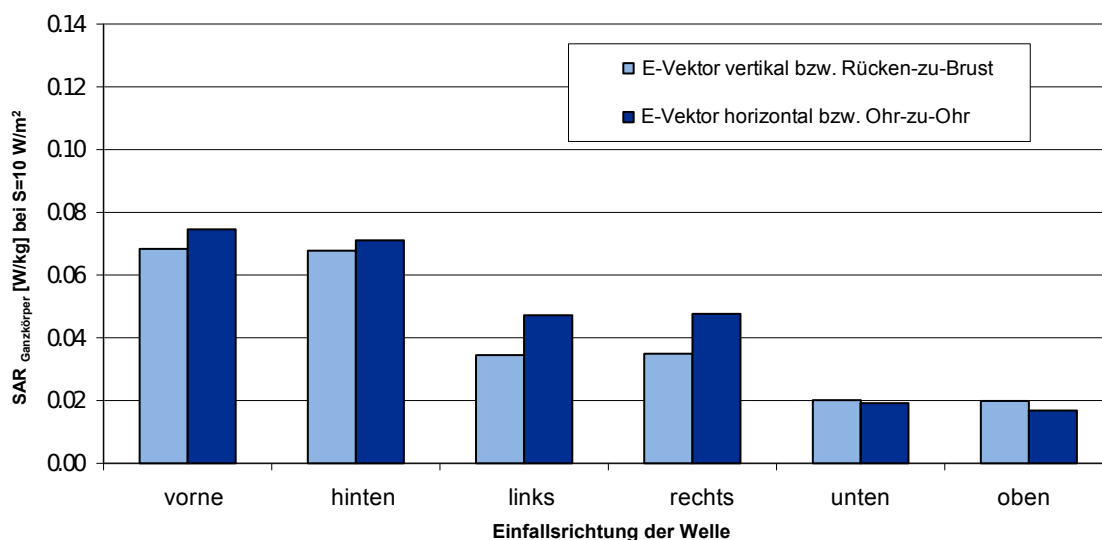


Abbildung 21: Über den ganzen Körper gemittelte SAR des Modells *Eartha* (8 Jahre alt, 1,35 m, 30,3 kg) Einfall einer ebenen Welle mit einer Leistungsdichte von  $S = 10 \text{ W/m}^2$  und einer Frequenz von  $4 \text{ GHz}$  bei sämtlichen Einfallsrichtungen und Polarisationen, numerische Unsicherheit: 1,2 dB (Tabelle 13)

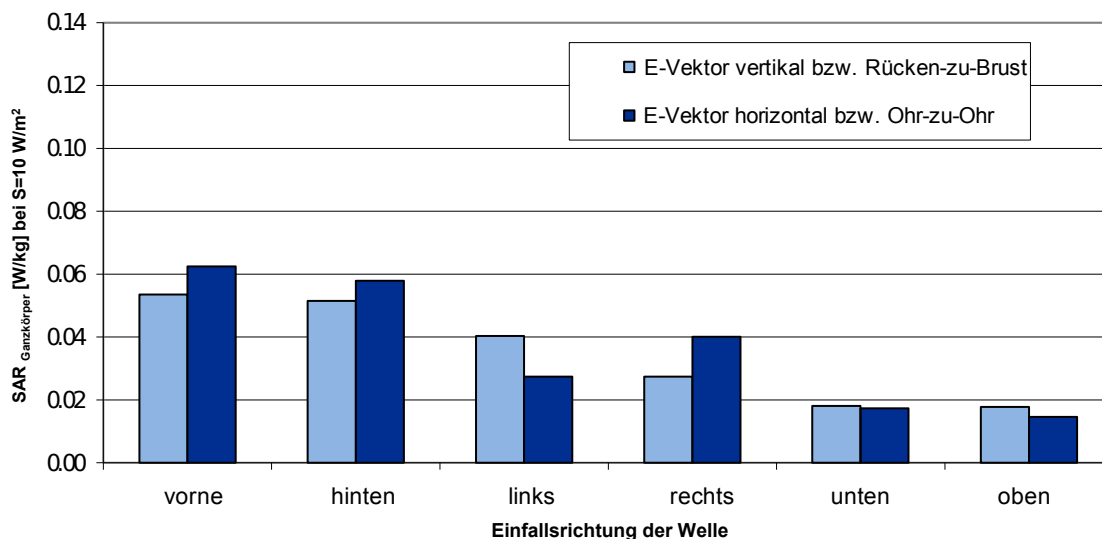


Abbildung 22: Über den ganzen Körper gemittelte SAR des Modells *Eartha* (8 Jahre alt, 1,35 m, 30,3 kg) Einfall einer ebenen Welle mit einer Leistungsdichte von  $S = 10 \text{ W/m}^2$  und einer Frequenz von  $5,8 \text{ GHz}$  bei sämtlichen Einfallsrichtungen und Polarisationen, numerische Unsicherheit: 1,2 dB (Tabelle 13)

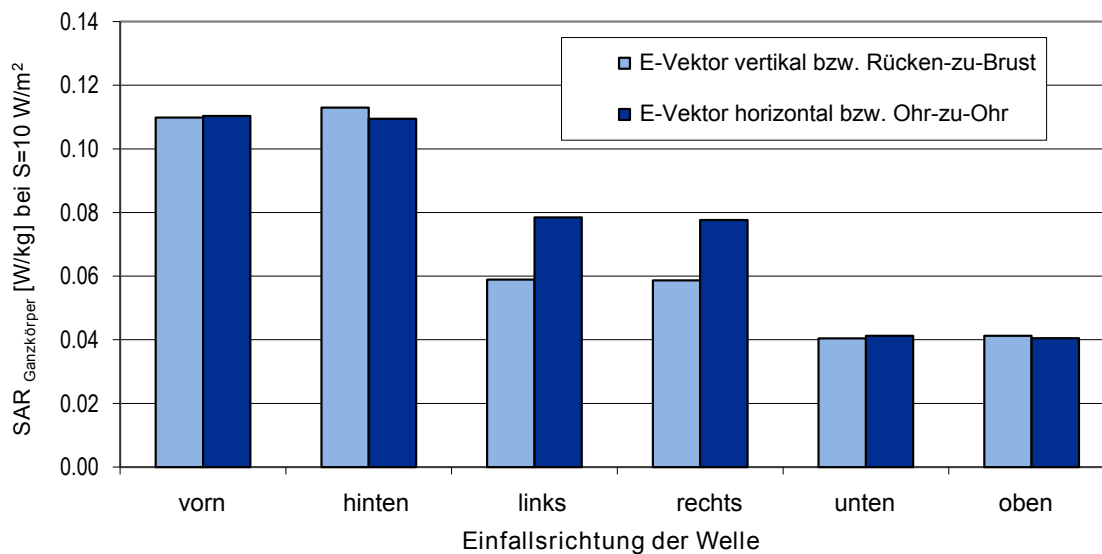


Abbildung 23: Über den ganzen Körper gemittelte SAR des Modells *Dizzy* (8 Jahre alt, 1,40 m, 26,2 kg) Einfall einer ebenen Welle mit einer Leistungsdichte von  $S = 10 \text{ W/m}^2$  und einer Frequenz von  $2 \text{ GHz}$  bei sämtlichen Einfallsrichtungen und Polarisationen, numerische Unsicherheit: 1,2 dB (Tabelle 13)

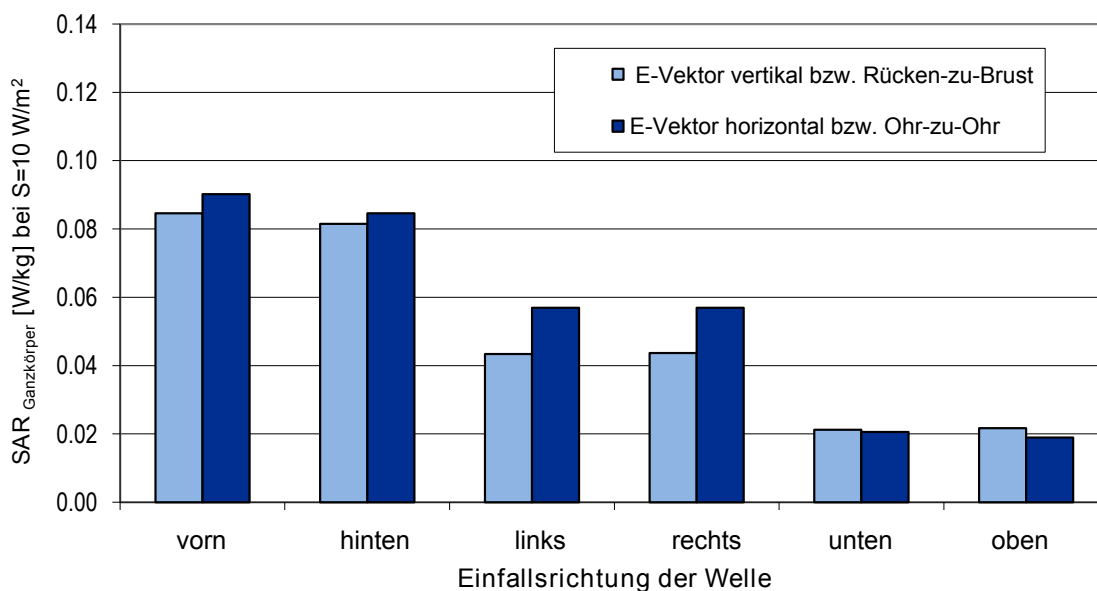


Abbildung 24: Über den ganzen Körper gemittelte SAR des Modells *Dizzy* (8 Jahre alt, 1,40 m, 26,2 kg) Einfall einer ebenen Welle mit einer Leistungsdichte von  $S = 10 \text{ W/m}^2$  und einer Frequenz von  $4 \text{ GHz}$  bei sämtlichen Einfallsrichtungen und Polarisationen, numerische Unsicherheit: 1,2 dB (Tabelle 13)

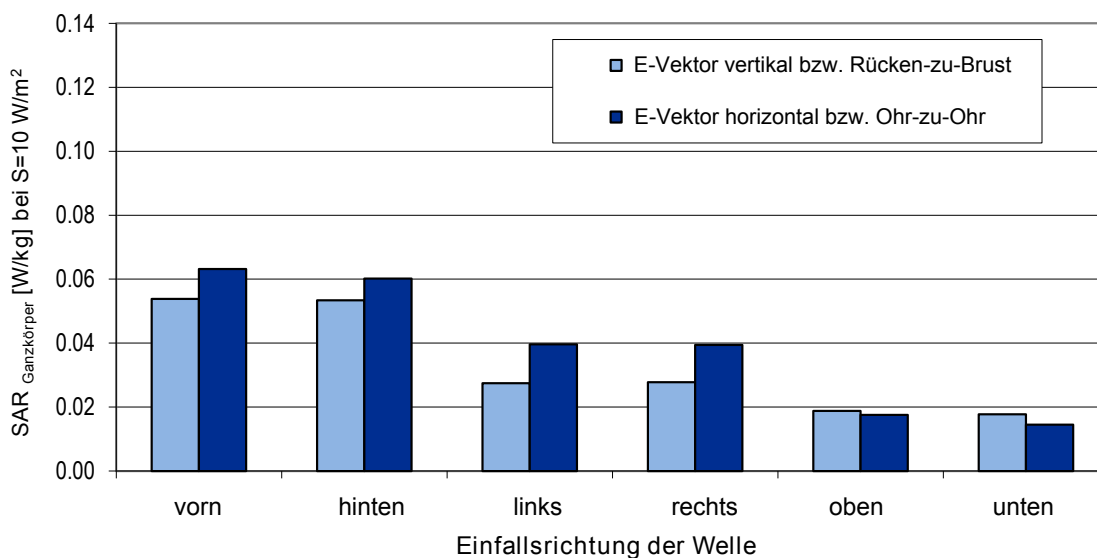


Abbildung 25: Über den ganzen Körper gemittelte SAR des Modells *Dizzy* (8 Jahre alt, 1,40 m, 26,2 kg) Einfall einer ebenen Welle mit einer Leistungsdichte von  $S = 10 \text{ W/m}^2$  und einer Frequenz von  $5,8 \text{ GHz}$  bei sämtlichen Einfallsrichtungen und Polarisationen, numerische Unsicherheit: 1,2 dB (Tabelle 13)

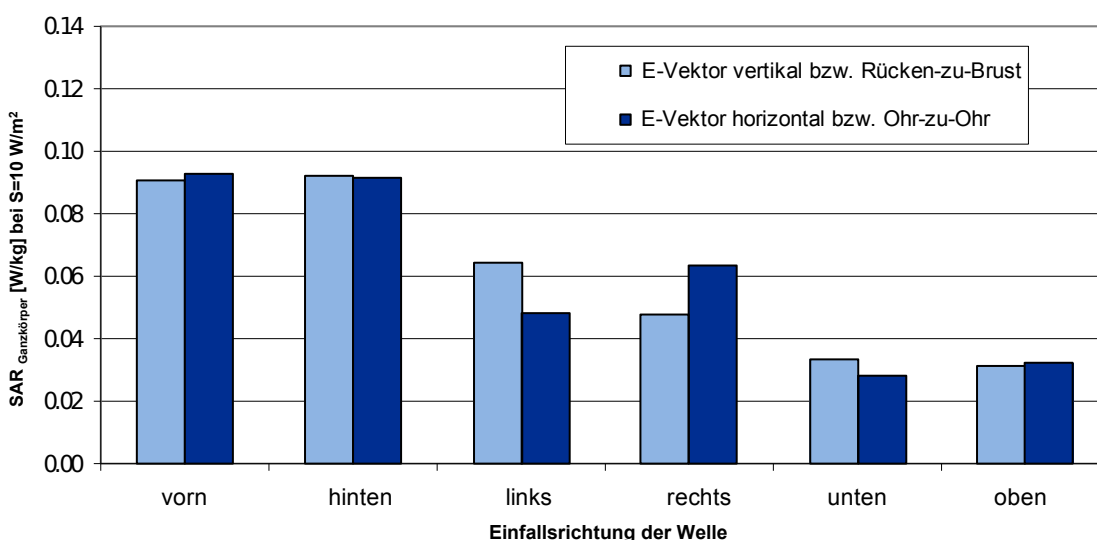


Abbildung 26: Über den ganzen Körper gemittelte SAR des Modells *Billie* (11 Jahre alt, 1,46 m, 35,6 kg) Einfall einer ebenen Welle mit einer Leistungsdichte von  $S = 10 \text{ W/m}^2$  und einer Frequenz von  $2 \text{ GHz}$  bei sämtlichen Einfallsrichtungen und Polarisationen, numerische Unsicherheit: 1,2 dB (Tabelle 13)

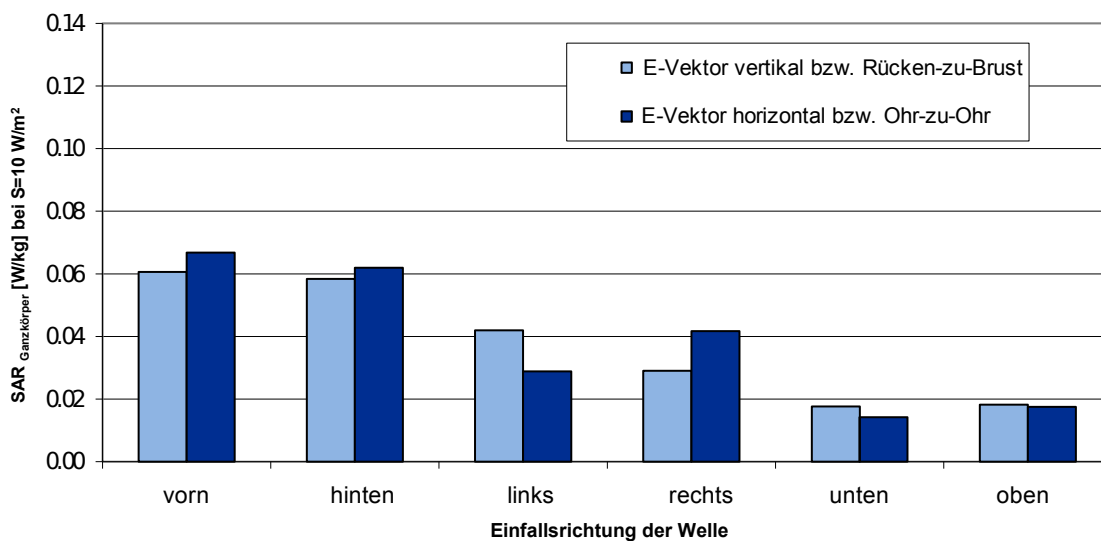


Abbildung 27: Über den ganzen Körper gemittelte SAR des Modells *Billie* (11 Jahre alt, 1,46 m, 35,6 kg) Einfall einer ebenen Welle mit einer Leistungsdichte von  $S = 10 \text{ W/m}^2$  und einer Frequenz von  $4 \text{ GHz}$  bei sämtlichen Einfallrichtungen und Polarisationen, numerische Unsicherheit: 1,2 dB (Tabelle 13)

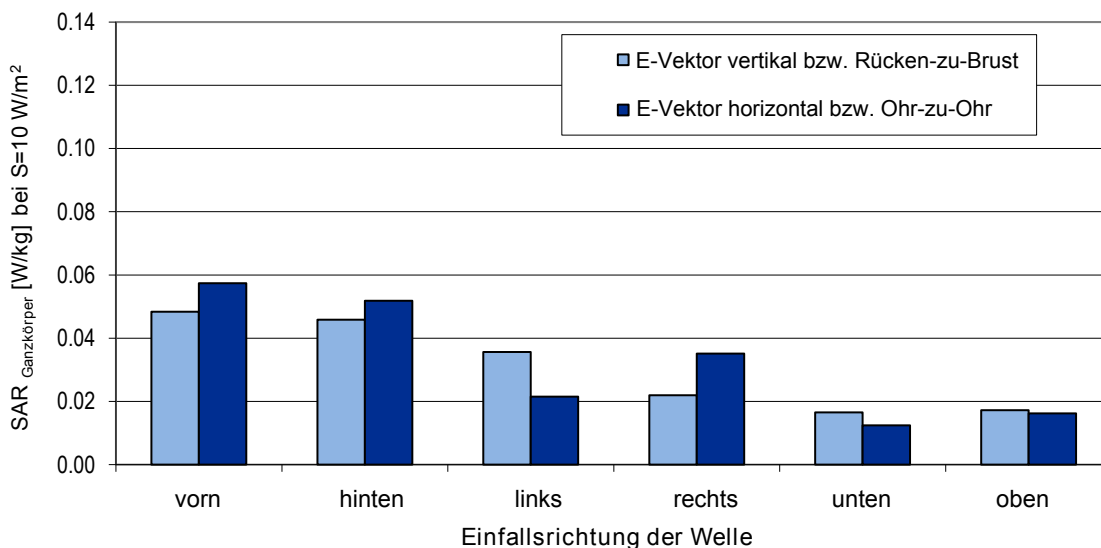


Abbildung 28: Über den ganzen Körper gemittelte SAR des Modells *Billie* (11 Jahre alt, 1,46 m, 35,6 kg) Einfall einer ebenen Welle mit einer Leistungsdichte von  $S = 10 \text{ W/m}^2$  und einer Frequenz von  $5,8 \text{ GHz}$  bei sämtlichen Einfallrichtungen und Polarisationen, numerische Unsicherheit: 1,2 dB (Tabelle 13)

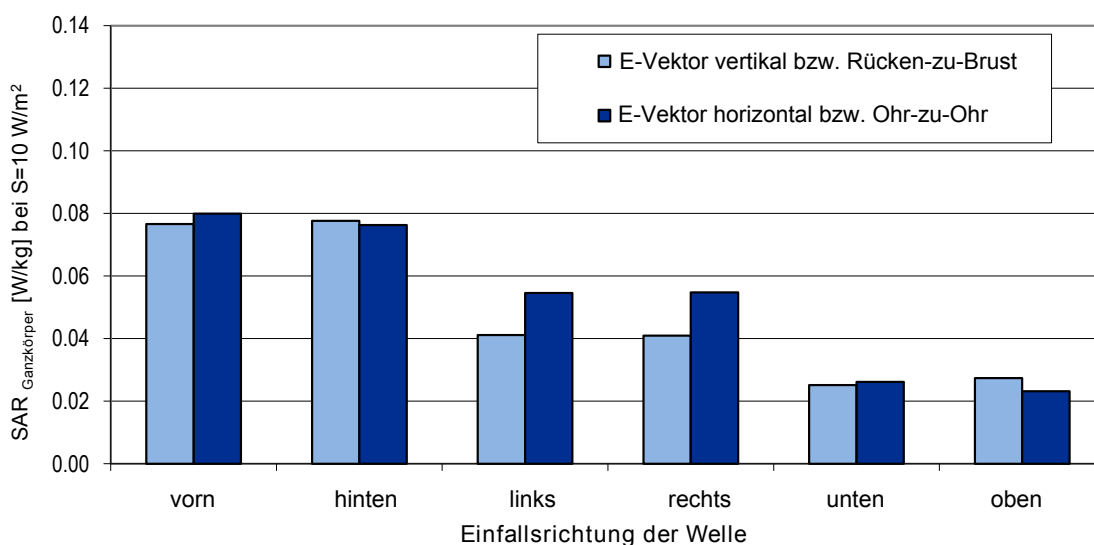


Abbildung 29: Über den ganzen Körper gemittelte SAR des Modells *Louis* (14 Jahre alt, 1,65 m, 49,9 kg) Einfall einer ebenen Welle mit einer Leistungsdichte von  $S = 10 \text{ W/m}^2$  und einer Frequenz von  $2 \text{ GHz}$  bei sämtlichen Einfallsrichtungen und Polarisationen, numerische Unsicherheit: 1,2 dB (Tabelle 13)

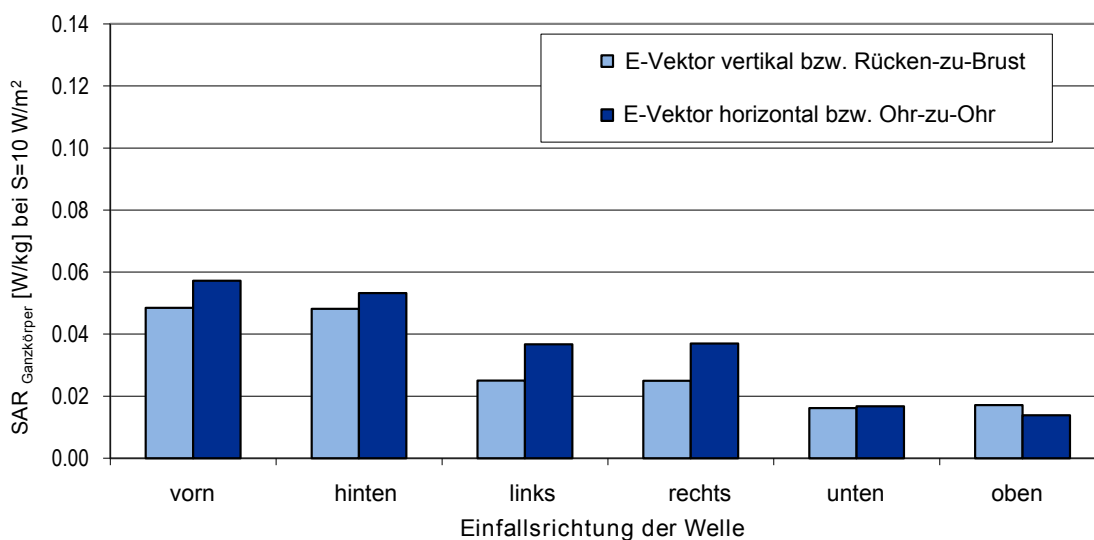


Abbildung 30: Über den ganzen Körper gemittelte SAR des Modells *Louis* (14 Jahre alt, 1,65 m, 49,9 kg) Einfall einer ebenen Welle mit einer Leistungsdichte von  $S = 10 \text{ W/m}^2$  und einer Frequenz von  $4 \text{ GHz}$  bei sämtlichen Einfallsrichtungen und Polarisationen, numerische Unsicherheit: 1,2 dB (Tabelle 13)

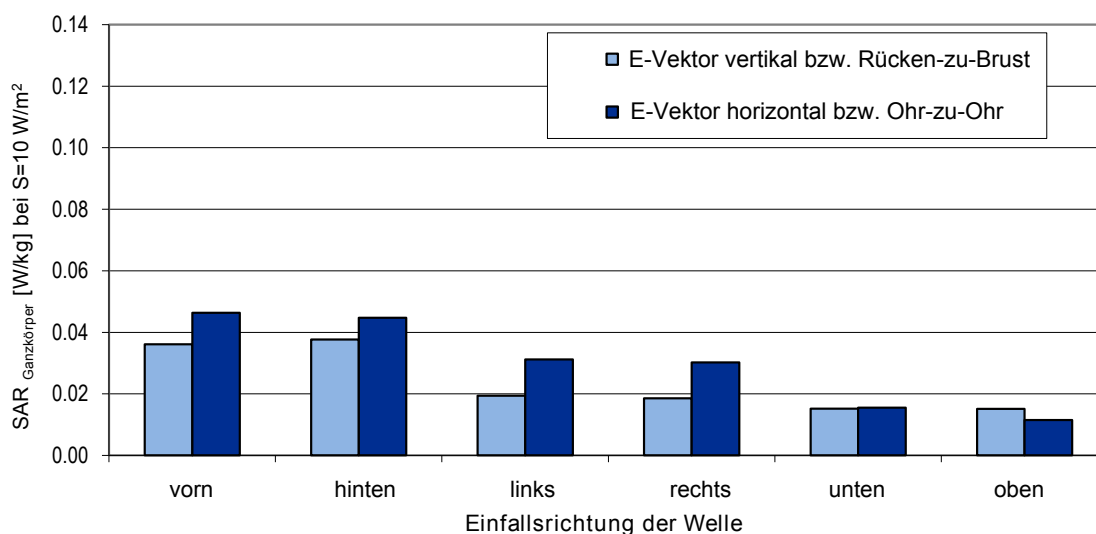


Abbildung 31: Über den ganzen Körper gemittelte SAR des Modells *Louis* (14 Jahre alt, 1,65 m, 49,9 kg) Einfall einer ebenen Welle mit einer Leistungsdichte von  $S = 10 \text{ W/m}^2$  und einer Frequenz von  $5,8 \text{ GHz}$  bei sämtlichen Einfallsrichtungen und Polarisationen, numerische Unsicherheit: 1,2 dB (Tabelle 13)

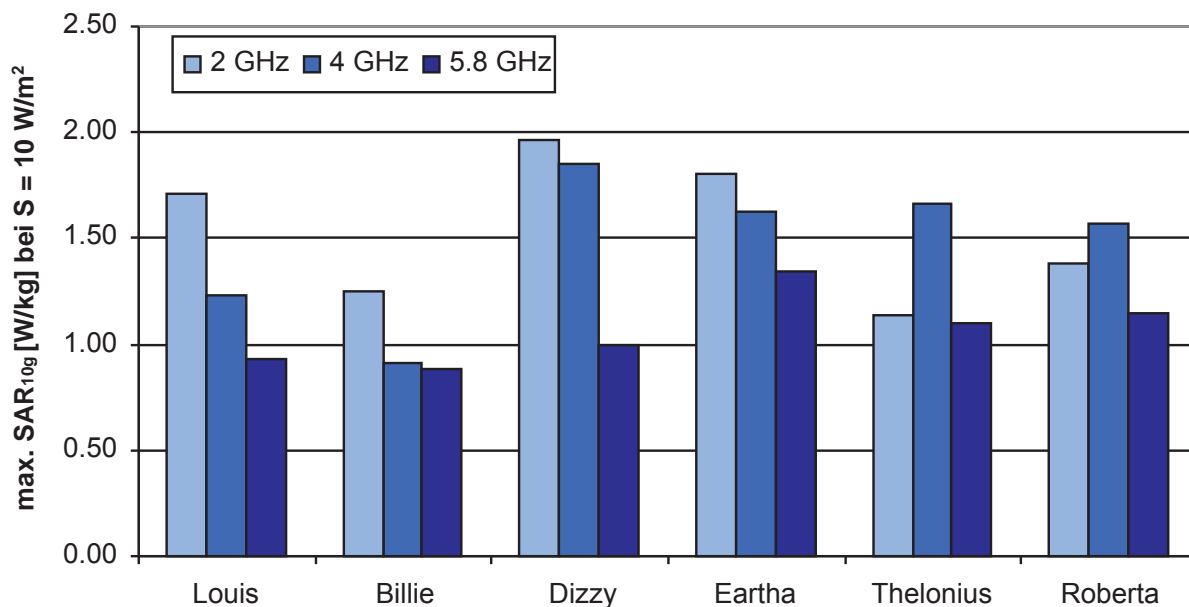


Abbildung 32: Maximale über 10 g gemittelte SAR aller Modelle bei 2 GHz, 4 GHz und 5,8 GHz und einer Leistungsdichte von  $S = 10 \text{ W/m}^2$ , numerische Unsicherheit: 1,4 dB (Tabelle 12)

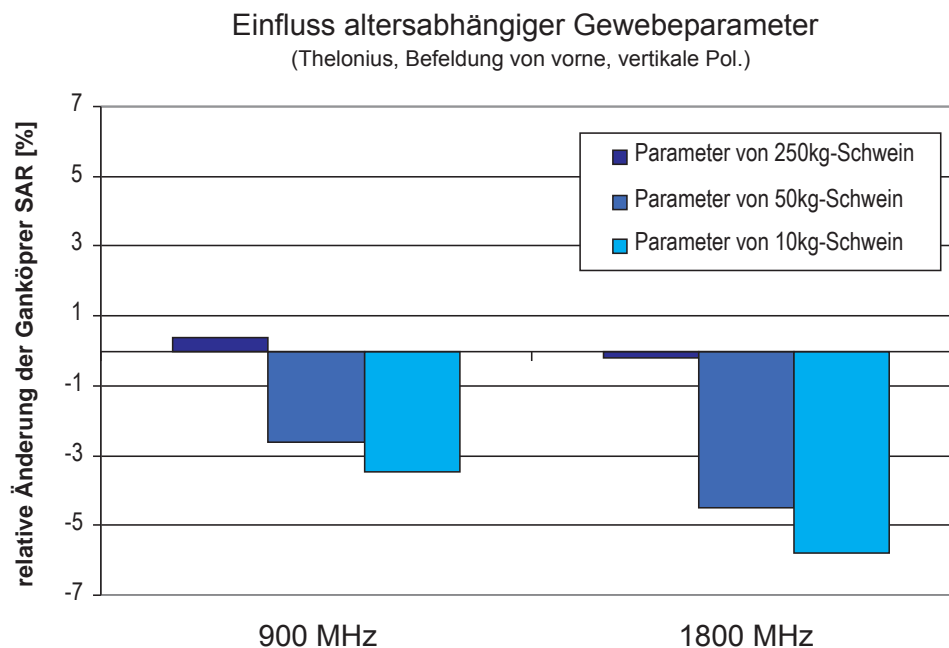


Abbildung 33: Änderung der über den ganzen Körper gemittelten SAR beim Modell Thelonius unter Berücksichtigung altersabhängiger dielektrischer Parameter (frontaler Einfall, E-Feld parallel zur Körperachse)

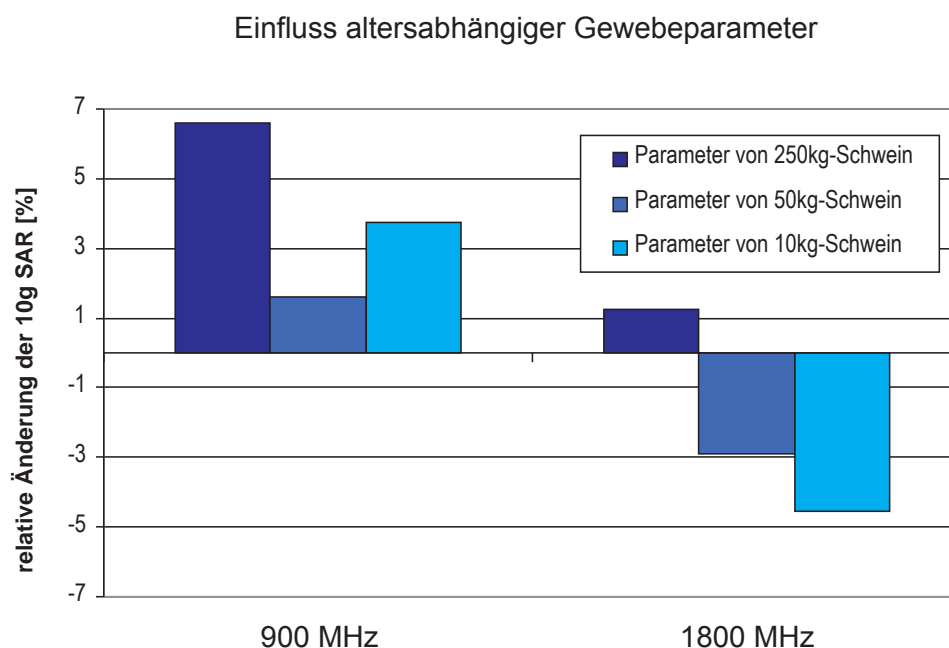


Abbildung 34: Änderung der über 10 g gemittelten Peak Spatial Average SAR beim Modell Thelonius unter Berücksichtigung altersabhängiger dielektrischer Parameter (frontaler Einfall, E-Feld parallel zur Körperachse)

## 5 Zusammenfassung und Bewertung der Ergebnisse im Bezug auf bestehende Normen und Grenzwerte

Auf Grund der in Abschnitt 4 besprochenen Ergebnisse können folgende Schlussfolgerungen bezüglich der spezifischen Absorptionsrate bei Ganzkörperexposition von Kindern gezogen werden:

- Bei Resonanzfrequenz liegt die über den gesamten Körper gemittelte SAR bei Befeldung mit der Referenzleistungsdichte von  $2 \text{ W/m}^2$  sowohl bei geerdeten als auch bei ungeerdeten Bedingungen in der Größenordnung des empfohlenen Grenzwertes von  $0,08 \text{ W/kg}$ . Bei Modellen mit niedrigem BMI wurde bei den hier verwendeten Modellen eine Überschreitung des empfohlenen Grenzwerts um etwa 30 % festgestellt. Die erweiterte Unsicherheit ( $k_p = 2$ ) für diese Auswertung wurde mit 1,3 dB abgeschätzt.
- Im Frequenzbereich zwischen 1,5 GHz und etwa 5,0 GHz muss bei kleinen Kindern von einer Verletzung der empfohlenen Grenzwerte der im gesamten Körper absorbierten Leistung ausgegangen werden. Bei den hier untersuchten Fällen ergab sich bei den kleinsten und leichtesten Modellen eine maximale Überschreitung um über 50 %. Die erweiterte Unsicherheit ( $k_p = 2$ ) für diese Auswertung wurde mit 1,2 dB abgeschätzt.
- Der Einfluss altersabhängiger dielektrischer Gewebeparameter wurde an Hand neuester experimenteller Ergebnisse einer Studie an Schweinen untersucht. Bei Verwendung der für die jüngsten Tiere bestimmten Parameter ist eine geringe Abnahme der über den gesamten Körper gemittelten SAR um weniger als 4 % bei 900 MHz und um weniger als 6 % bei 1800 MHz zu beobachten.
- Die 10 g Peak Spatial Average SAR liegt bei den untersuchten Konfigurationen in der Größenordnung der empfohlenen Grenzwerte. Diese wurden jedoch nicht überschritten. Die jeweiligen absoluten bzw. lokalen Maxima treten häufig an den Fingern, den Zehen, dem Penis, der Nase oder dem Hals auf. Hierfür können Teilkörperresonanzen, Stehwelleneffekte, Fokussierung oder durch die Körperhaltung bedingte Zwischenräume zwischen den Geweben verantwortlich sein. Diese sind individuell unterschiedlich, so dass höhere Werte der lokalen Absorption nicht ausgeschlossen werden können.

Die in den Regelwerken [2, 3] empfohlenen Referenzwerte für die einfallende Leistungsdichte verletzen bei kleineren Kindern bei Resonanzfrequenz und im Bereich von etwa 1,5 GHz bis 5 GHz den Grenzwert für die über den gesamten Körper gemittelte SAR. Es ist daher zu empfehlen, diese Referenzwerte in den entsprechenden Frequenzbereichen bei einer kommenden Revision der Regelwerke zu berichtigen.

Die mit den für diese Studie zur Verfügung stehenden anatomisch korrekten Kindermodellen bestimmten Werte für die Ganzkörperabsorption konvergieren für kleinere Kinder jedoch nicht. Es ist daher davon auszugehen, dass die hier ermittelte maximale Verletzung des empfohlenen Grenzwertes von 50 % bei kleineren und leichteren Kindern weiter überschritten werden kann. Zur Bestimmung einer unteren Schranke für die Leistungsdichte des einfallenden Feldes für alle Altersgruppen von Kindern sind daher weitere Studien mit anatomisch korrekten Modellen jüngerer Kinder und unter- sowie überdurchschnittlichem BMI notwendig.

Obwohl diese Arbeit die Ergebnisse vorausgehender Untersuchungen, bei denen skalierte Modelle Erwachsener zur Bestimmung der von Kindern im gesamten Körper absorbierten Leistung verwendet wurden [10, 11, 12, 13, 14], im Wesentlichen bestätigen konnte, erscheinen diese Modelle für die empfohlenen folgende Untersuchungen nur eingeschränkt geeignet, da die realistische Abschätzung der Variabilität der Belastung auf Grund der unterschiedlichen äußeren Proportionen schwierig erscheint. Auch bei mit Morphing-Verfahren entwickelte Modellen [13, 14] muss



offen bleiben, ob die Dicke einzelner Gewebeschichten, die Proportionen der inneren Organe und der Körperfettanteil korrekt wiedergegeben werden. Dies erscheint jedoch für die Bestimmung der lokalen SAR, der Belastung einzelner Organe und der Ganzkörperabsorption bei sehr jungen Kindern und Neugeborenen von besonderer Bedeutung.

Zur Konsolidierung der Ergebnisse und zur nachhaltigen und fundierten Revision der Regelwerke sind zusätzliche Untersuchungen mit weiteren Modellen mit vom Durchschnitt abweichendem BMI sowie mit Modellen mit veränderter Körperhaltung der Modelle notwendig.

## **A Lokale SAR bei allen Befeldungszenarien**

Die Maxima der über 10 g gemittelten Peak Spatial Average SAR sämtlicher Einfalls- und Polarisationsrichtungen bei den Frequenzen 2,0 GHz, 4,0 GHz und 5,8 GHz sind in den Tabellen 6 — 11 angegeben.

Einfall- richtung	Polarisation	2,0 GHz		4,0 GHz		5,8 GHz	
		SAR <sub>10 g</sub> [W/kg]	Ort des Maximums	SAR <sub>10 g</sub> [W/kg]	Ort des Maximums	SAR <sub>10 g</sub> [W/kg]	Ort des Maximums
von vorne	vertikal	1,00	Nasenspitze rechts	1,23	Penis (Glans)	0,83	Daumen, rechts
von vorne	horizontal	0,90	Penis (Glans)	0,73	Nasenspitze	0,64	2. Zehe, links
von hinten	vertikal	1,71	Kleiner Finger, links	1,09	Ringfinger, rechts	0,93	Ringfinger, links
von hinten	horizontal	0,62	Ohrläppchen, rechts	0,77	Ohrmuschel, rechts	0,77	Ringfinger, links
von links	vertikal	0,88	Zeigefinger, links	0,73	Ohrmuschel, links	0,56	Ohrläppchen, links
von links	horizontal	0,93	2. Zehe, links	0,69	Ringfinger, links	0,57	Ohrläppchen, links
von rechts	vertikal	0,92	Zeigefinger, rechts	0,79	Zeigefinger, rechts	0,67	Zeigefinger, rechts
von rechts	horizontal	0,84	Ohrläppchen, rechts	0,76	Ohrmuschel, rechts	0,66	Ohrmuschel, rechts
von unten	links — rechts	1,08	2. Zehe, links	0,59	2. Zehe, rechts	0,64	2. Zehe, rechts
von unten	vorne — hinten	0,96	3. Zehe, links	0,58	3. Zehe, links	0,61	2. Zehe, links
von oben	vorne — hinten	0,69	Nasenspitze	0,54	Nasenspitze	0,31	Nasenspitze
von oben	links — rechts	0,55	Ohrmuschel, rechts	0,34	Ohrmuschel, rechts	0,33	Schulter, rechts

Tabelle 6: 10 g Peak Spatial Average SAR bei allen Einfallrichtungen und Polarisationen im Modell *Louis* bei einer Leistungsdichte von 10 W/m<sup>2</sup>, numerische Unsicherheit: 1,4 dB (Tabelle 12)

Einfall- richtung	Polarisation	2,0 GHz		4,0 GHz		5,8 GHz	
		SAR <sub>10 g</sub> [W/kg]	Ort des Maximums	SAR <sub>10 g</sub> [W/kg]	Ort des Maximums	SAR <sub>10 g</sub> [W/kg]	Ort des Maximums
von vorne	vertikal	0,90	1. Zehe, rechts	0,86	handgelenk, links	0,71	Ringfinger, rechts
von vorne	horizontal	0,89	3. Zehe, links	0,73	1./2. Zehe, links	0,76	1. Zehe, rechts
von hinten	vertikal	1,25	Kleiner Finger, rechts	0,87	Ringfinger, rechts	0,89	Kleiner Finger, rechts
von hinten	horizontal	1,20	Zeigefinger, links	0,91	Daumen, rechts	0,86	Daumen, links
von links	vertikal	0,69	2./3. Zehe, rechts	0,70	Kleiner Finger, rechts	0,73	Ringfinger, rechts
von links	horizontal	1,01	Ringfinger, rechts	0,70	Ohrfläppchen, rechts	0,64	Kleiner Finger, rechts
von rechts	vertikal	0,91	Ringfinger, links	0,67	Ohrfläppchen, links	0,72	Kleiner Finger, links
von rechts	horizontal	1,12	3. Zehe, links	0,70	3. Zehe, links	0,63	Kleiner Finger, links
von unten	links — rechts	0,64	Kleiner Finger, links	0,34	Schulter, rechts	0,33	rechte Schulter
von unten	vorne — hinten	0,87	Kleiner Finger, rechts	0,25	Schulter, rechts	0,35	linke Schulter
von oben	vorne — hinten	0,35	1. Zehe, rechts	0,63	1. Zehe, links	0,67	1. Zehe, links
von oben	links — rechts	0,40	2. Zehe, links	0,74	2. Zehe, links	0,76	1. Zehe, rechts

Tabelle 7: 10 g Peak Spatial Average SAR bei allen Einfallrichtungen und Polarisationen im Modell *Billie* bei einer Leistungsdichte von 10 W/m<sup>2</sup>, numerische Unsicherheit: 1,4 dB (Tabelle 12)

Einfall- richtung	Polarisation	2,0 GHz		4,0 GHz		5,8 GHz	
		SAR <sub>10g</sub> [W/kg]	Ort des Maximums	SAR <sub>10g</sub> [W/kg]	Ort des Maximums	SAR <sub>10g</sub> [W/kg]	Ort des Maximums
von vorne	vertikal	1,35	Daumen, links	1,38	Zeigefinger, links	1,00	Daumen, rechts
von vorne	horizontal	0,85	1. Zehe, links	1,01	Penis	0,73	3. Zehe, rechts
von hinten	vertikal	1,97	Ringfinger, links	1,85	Ringfinger, rechts	0,97	Ringfinger, rechts
von hinten	horizontal	0,80	4. Zehe, links	1,41	Ringfinger, links	0,81	kleiner Finger, links
von links	vertikal	0,73	Mittelfinger, links	0,93	Zeigefinger, links	0,75	3. Zehe, links
von links	horizontal	0,95	1. Zehe, links	1,17	Zeigefinger, links	0,73	Mittelfinger, links
von rechts	vertikal	1,19	Kleiner Finger, rechts	1,28	Ringfinger, rechts	0,77	Ringfinger, rechts
von rechts	horizontal	1,08	2. Zehe, rechts	0,89	Ringfinger, rechts	0,77	Ringfinger, rechts
von unten	links — rechts	0,72	1. Zehe, links	0,84	2. Zehe, links	0,67	3. Zehe, rechts
von unten	vorne — hinten	1,04	1. Zehe, rechts	0,92	3. Zehe, links	0,59	1. Zehe, rechts
von oben	vorne — hinten	0,36	Kopf (nahe Scheitel)	0,30	Nasenspitze	0,33	Schulter, rechts
von oben	links — rechts	0,40	Ohrmuschel, rechts	0,34	Ohrmuschel, rechts	0,38	Schulter, rechts

Tabelle 8: 10 g Peak Spatial Average SAR bei allen Einfallrichtungen und Polarisationen im Modell *Dizzy* bei einer Leistungsdichte von 10 W/m<sup>2</sup>, numerische Unsicherheit: 1,4 dB (Tabelle 12)

Einfall- richtung	Polarisation	2,0 GHz		4,0 GHz		5,8 GHz	
		SAR <sub>10g</sub> [W/kg]	Ort des Maximums	SAR <sub>10g</sub> [W/kg]	Ort des Maximums	SAR <sub>10g</sub> [W/kg]	Ort des Maximums
von vorne	vertikal	1,31	Daumen, rechts	1,62	Daumen, rechts	1,34	Zeigefinger, links
von vorne	horizontal	0,98	3. Zehe, links	0,91	2./3. Zehe, links	0,72	Zeigefinger, links
von hinten	vertikal	1,81	Ringfinger, rechts	1,48	Ringfinger, links	1,11	Zeigefinger, links
von hinten	horizontal	0,77	3. Zehe, rechts	0,87	Ringfinger, rechts	0,81	Mittelfinger, rechts
von links	vertikal	1,12	Ringfinger, links	0,90	Ringfinger, links	0,78	Zeigefinger, links
von links	horizontal	1,29	Daumen, links	0,89	Ringfinger, links	1,02	Zeigefinger, links
von rechts	vertikal	1,10	Ringfinger, rechts	0,95	Ringfinger, rechts	1,05	Mittelfinger, rechts
von rechts	horizontal	1,33	2. Zehe, rechts	0,92	Mittelfinger, rechts	1,03	Mittelfinger, rechts
von unten	links — rechts	0,84	1. Zehe, rechts	0,84	2. Zehe, rechts	0,68	1. Zehe, links
von unten	vorne — hinten	0,79	1. Zehe, rechts	0,87	3. Zehe, rechts	0,75	1. Zehe, links
von oben	vorne — hinten	0,37	Kopf (nahe Scheitel)	0,38	Kopf (nahe Scheitel)	0,35	rechte Schulter
von oben	links — rechts	0,46	Mittelfinger, links	0,40	Ohrmuschel, links	0,38	rechte Schulter

Tabelle 9: 10g Peak Spatial Average SAR bei allen Einfallrichtungen und Polarisationen im Modell *Eartha* bei einer Leistungsdichte von  $10 \text{ W/m}^2$ , numerische Unsicherheit: 1,4dB (Tabelle 12)

Einfall- richtung	Polarisation	2,0 GHz		4,0 GHz		5,8 GHz	
		SAR <sub>10g</sub> [W/kg]	Ort des Maximums	SAR <sub>10g</sub> [W/kg]	Ort des Maximums	SAR <sub>10g</sub> [W/kg]	Ort des Maximums
von vorne	vertikal	0,99	Handgelenk, rechts	1,10	Daumen, rechts	0,90	Daumen, rechts
von vorne	horizontal	1,02	1. Zehe, rechts	0,87	2./3. Zehe, links	0,76	Penis
von hinten	vertikal	1,14	Zeigefinger, rechts	1,67	Ringfinger, links	1,10	Mittelfinger, rechts
von hinten	horizontal	0,78	Kleiner Finger, rechts	0,78	Ringfinger, rechts	0,88	Ringfinger, rechts
von links	vertikal	0,68	Zeigefinger, links	0,72	Ringfinger, links	0,70	Ringfinger, links
von links	horizontal	1,02	2. Zehe, links	0,85	Ringfinger, links	0,70	Ohrfläppchen, links
von rechts	vertikal	0,83	Zeigefinger, rechts	0,75	Ringfinger, rechts	0,67	Zeigefinger, rechts
von rechts	horizontal	1,14	2. Zehe, rechts	0,72	Mittelfinger, rechts	0,61	Ohrmuschel, rechts
von unten	links — rechts	0,61	Ringfinger, rechts	0,62	2. Zehe, rechts	0,53	1. Zehe, rechts
von unten	vorne — hinten	1,04	Fuß, rechts	0,61	3. Zehe, rechts	0,55	4. Zehe, rechts
von oben	vorne — hinten	0,34	Kopf (nahe Scheitel)	0,23	Kopf (nahe Scheitel)	0,24	hinter dem Kopf
von oben	links — rechts	0,40	Ohrmuschel, links	0,32	Ohrmuschel, links	0,28	rechte Schulter

Tabelle 10: 10 g Peak Spatial Average SAR bei allen Einfallrichtungen und Polarisationen im Modell *Thelemious* bei einer Leistungsdichte von 10 W/m<sup>2</sup>, numerische Unsicherheit: 1,4 dB (Tabelle 12)

Einfall- richtung	Polarisation	2,0 GHz		4,0 GHz		5,8 GHz	
		SAR <sub>10g</sub> [W/kg]	Ort des Maximums	SAR <sub>10g</sub> [W/kg]	Ort des Maximums	SAR <sub>10g</sub> [W/kg]	Ort des Maximums
von vorne	vertikal	1,08	Zeigefinger, links	1,20	Daumen, rechts	1,14	Daumen, rechts
von vorne	horizontal	0,93	2. Zehe, rechts	1,07	Zeigefinger, links	0,70	Ringfinger, links
von hinten	vertikal	1,38	Ringfinger, links	1,57	Ringfinger, rechts	1,13	Ringfinger, rechts
von hinten	horizontal	0,66	Hand, rechts	0,99	Mittelfinger, links	0,86	kleiner Finger, rechts
von links	vertikal	0,79	Hand, links	0,98	Zeigefinger, links	0,91	Ringfinger, links
von links	horizontal	1,09	Daumen, links	1,24	Zeigefinger, links	0,77	Zeigefinger, links
von rechts	vertikal	0,73	Hand, hinten rechts	0,92	Zeigefinger, rechts	0,80	Mittelfinger, rechts
von rechts	horizontal	1,03	Mittelfinger, rechts	1,15	Zeigefinger, rechts	0,79	Mittelfinger, rechts
von unten	links — rechts	0,90	2. Zehe, rechts	0,86	2. Zehe, links	0,55	2. Zehe, links
von unten	vorne — hinten	0,91	FuSSsohle links	0,60	kleiner Finger, rechts	0,57	4. Zehe, links
von oben	vorne — hinten	0,50	Ohrmuschel, rechts	0,34	Ohrmuschel, links, oben	0,28	Kopf (nahe Scheitel)
von oben	links — rechts	0,30	Kopf (nahe Scheitel)	0,34	Nasenspitze	0,28	Schulter, rechts

 Tabelle 11: 10 g Peak Spatial Average SAR bei allen Einfallrichtungen und Polarisationen im Modell *Roberta* bei einer Leistungsdichte von 10 W/m<sup>2</sup>, numerische Unsicherheit: 1,4 dB (Tabelle 12)



## B SAR-Verteilung im Körper der Kindermodelle

Abbildungen 35 - 37 zeigen die Verteilung der lokalen SAR (für jeden Voxel, nicht der über 10 g gemittelten SAR) in zwei Querschnittsebenen der Modelle Roberta, Dizzy und Louis bei 2,0 GHz, 4,0 GHz und 5,8 GHz. Die SAR-Verteilung auf der Körperoberfläche bei diesen Frequenzen ist in Abbildung 38 für die Modelle Dizzy und Louis dargestellt. Die Feldverteilung bei Resonanzfrequenz in den Querschnitten ist in Abbildung 39 (ungeerdet) und Abbildung 40 (geerdet) für die Modelle Thelonious, Eartha und Billie dargestellt. Die SAR-Verteilungen der einzelnen Modelle weisen ähnliche Charakteristika auf. Daher wurde auf die Darstellung aller Modelle für sämtliche Befeldungsszenarien verzichtet.

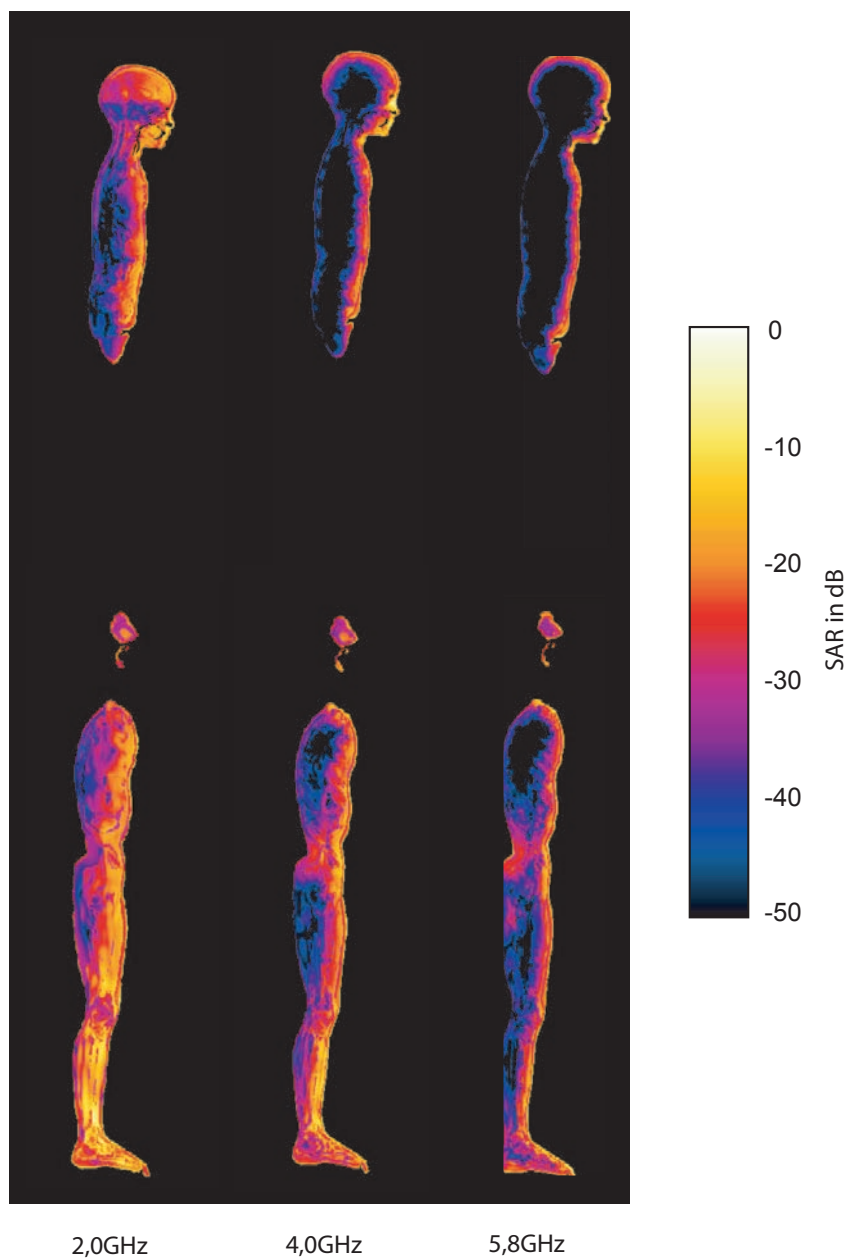


Abbildung 35: SAR-Verteilung im Modell *Roberta* in den Querschnittsflächen durch die Körpermitte und durch das Bein bei Befeldung von vorne (E-Feldvektor parallel zur Körperachse) und einer Leistungsdichte von  $S = 10 \text{ W/m}^2$  ( $0 \text{ dB} \hat{=} 15 \text{ W/kg}$ )

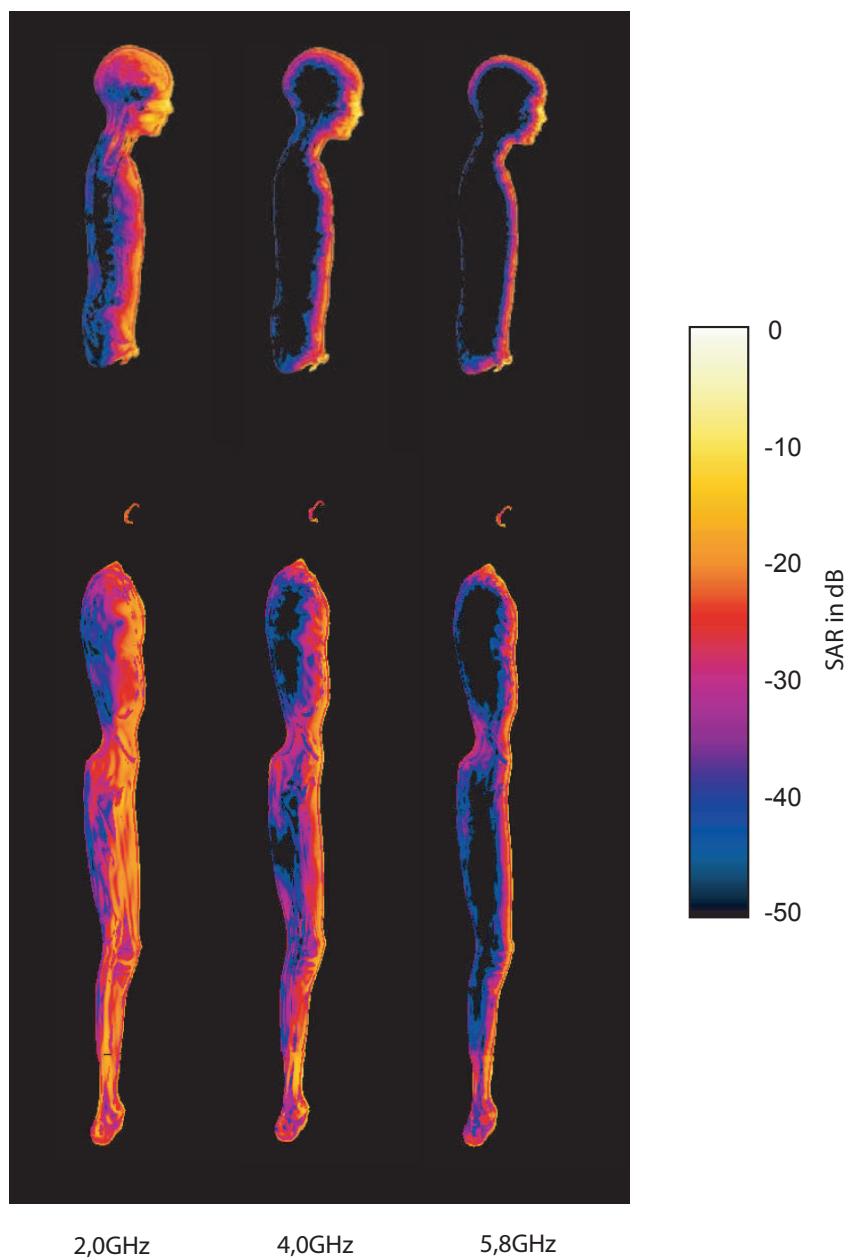


Abbildung 36: SAR-Verteilung im Modell *Dizzy* in den Querschnittsflächen durch die Körpermitte und durch das Bein bei Befeldung von vorne (E-Feldvektor parallel zur Körperachse) und einer Leistungsdichte von  $S = 10 \text{ W/m}^2$  ( $0 \text{ dB} \hat{=} 20 \text{ W/kg}$ )

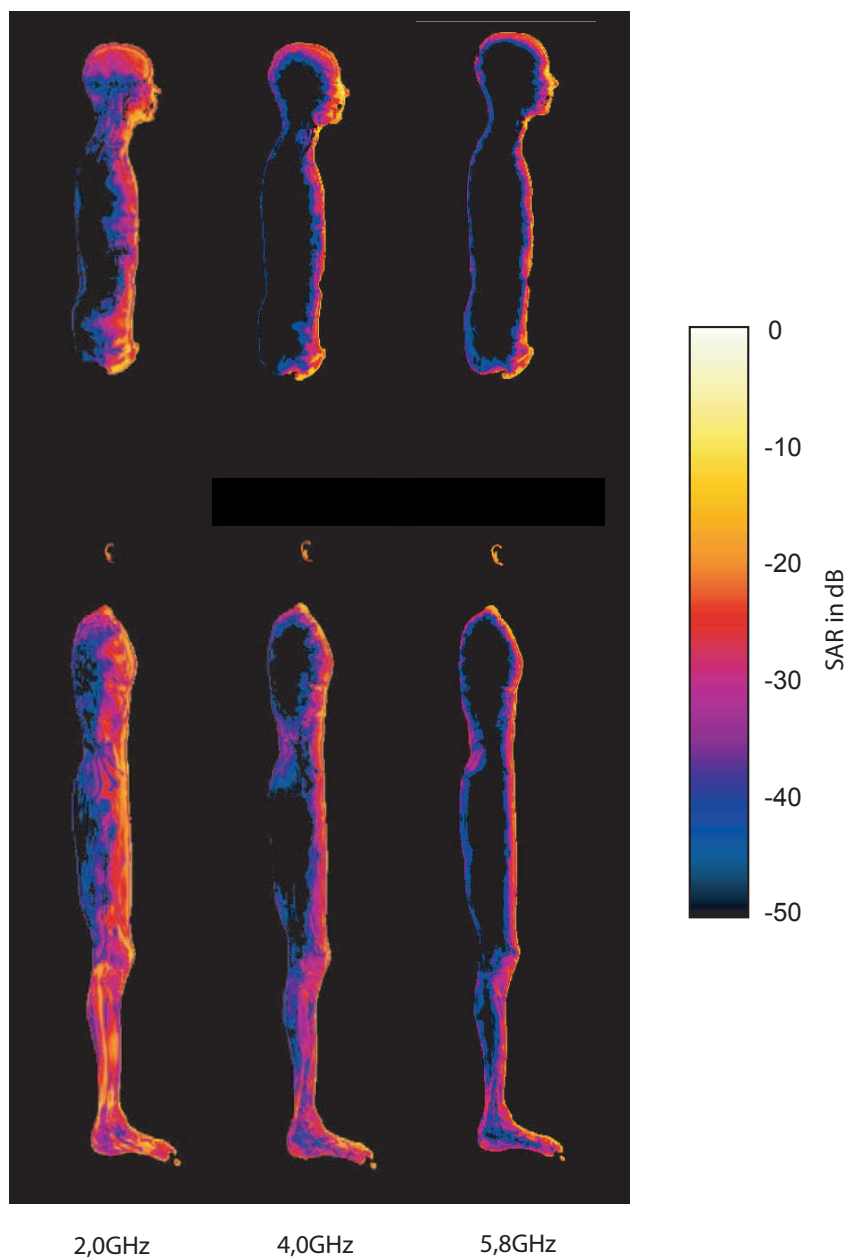


Abbildung 37: SAR-Verteilung im Modell *Louis* in den Querschnittsflächen durch die Körpermitte und durch das Bein bei Befeldung von vorne (E-Feldvektor parallel zur Körperachse) und einer Leistungsdichte von  $S = 10 \text{ W/m}^2$  ( $0 \text{ dB} \hat{=} 20 \text{ W/kg}$ )

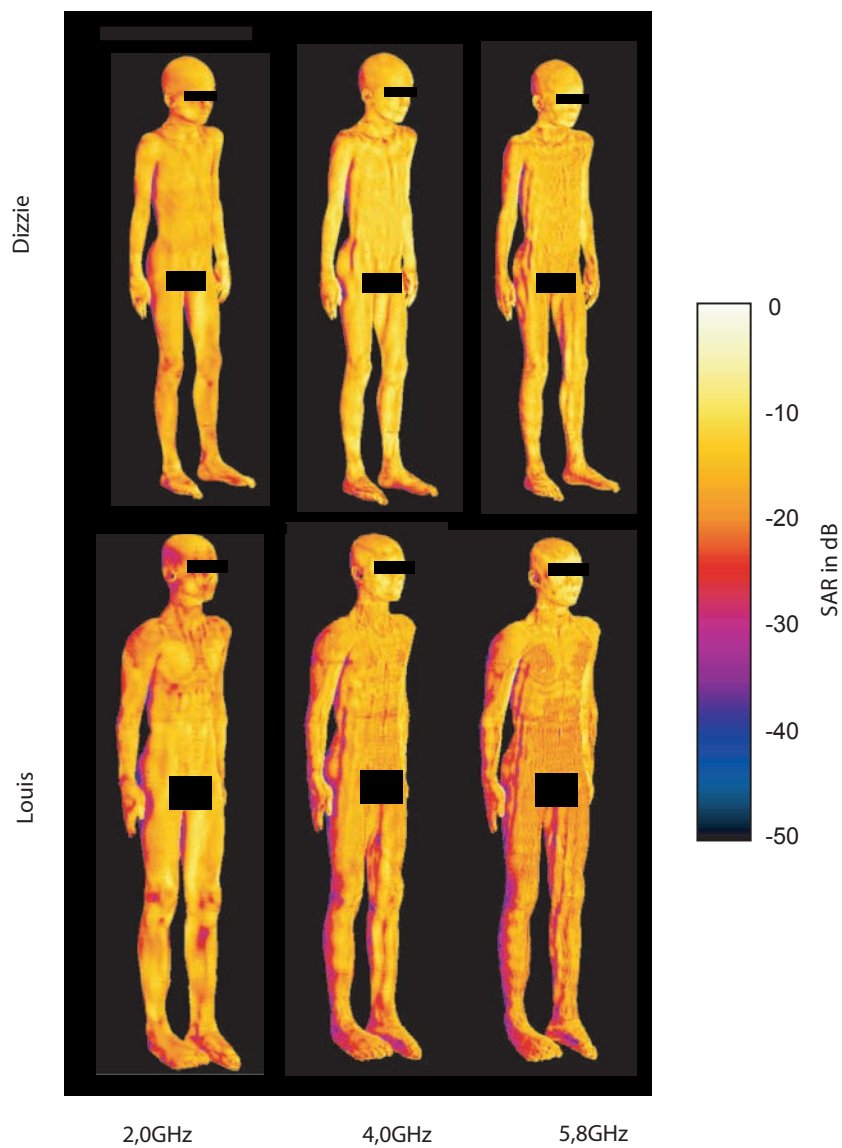


Abbildung 38: SAR-Verteilung auf der Körperoberfläche der Modelle *Dizzie* und *Louis* bei Befeldung von vorne (E-Feldvektor parallel zur Körperachse) und einer Leistungsdichte von  $S = 10 \text{ W/m}^2$  ( $0 \text{ dB} \hat{=} 20 \text{ W/kg}$ )

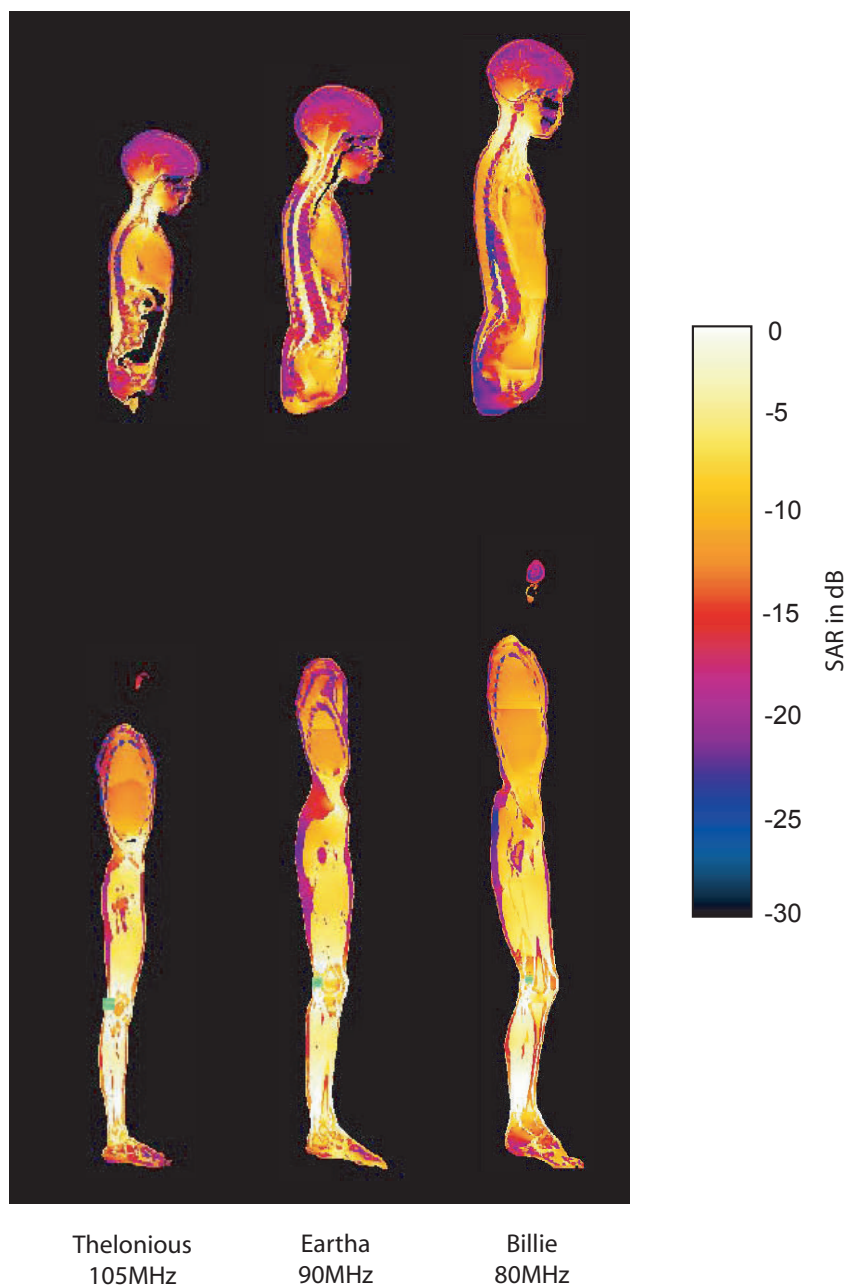


Abbildung 39: SAR-Verteilung in den Modellen *Thelonious*, *Eartha* und *Billie* in den Querschnittsflächen durch die Körpermitte und durch das Bein bei Resonanzfrequenz unter ungeredeten Bedingungen und Befeldung von vorne (E-Feldvektor parallel zur Körperachse) und einer Leistungsdichte von  $S = 2 \text{ W/m}^2$  ( $0 \text{ dB} \hat{=} 2,5 \text{ W/kg}$ )

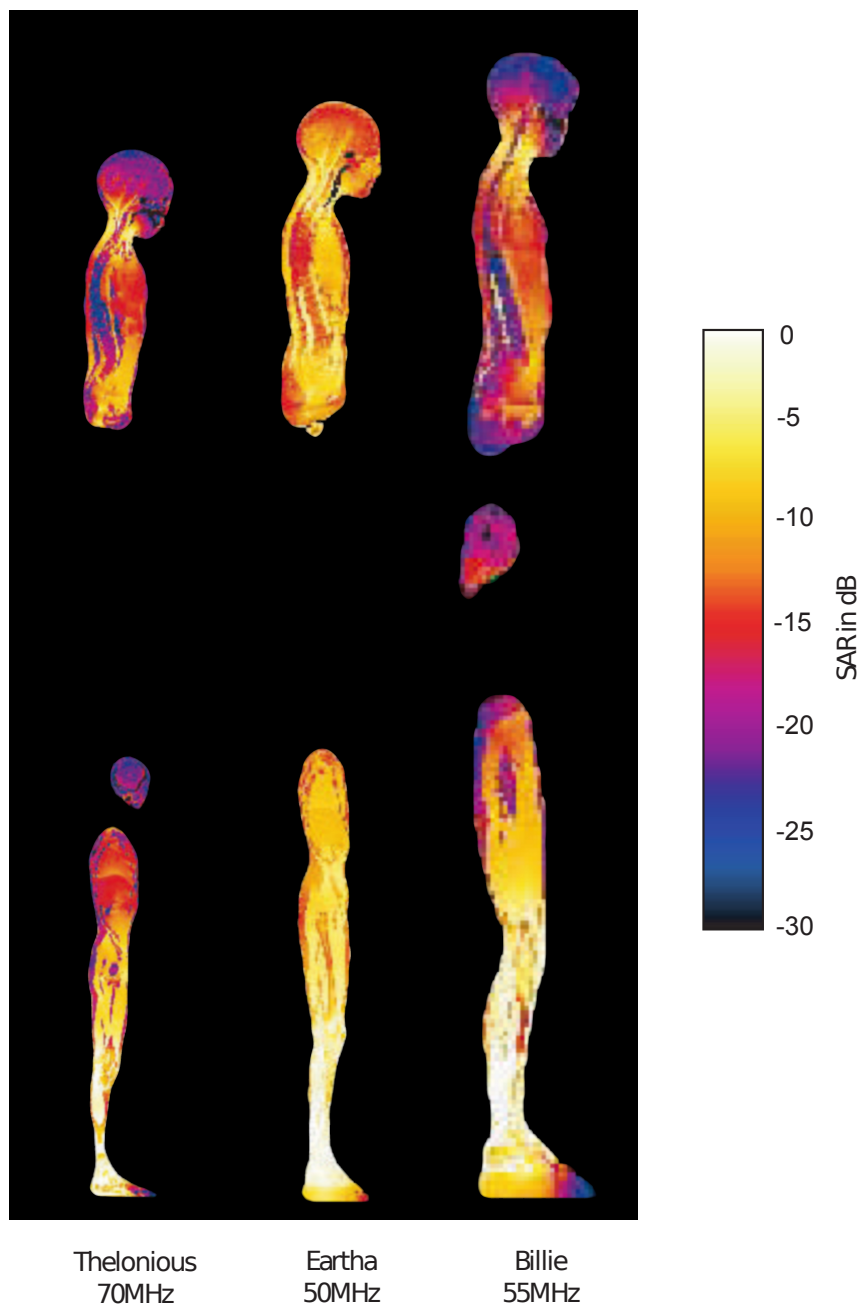


Abbildung 40: SAR-Verteilung in den Modellen *Thelonious*, *Eartha* und *Billie* in den Querschnittsflächen durch die Körpermitte und durch das Bein bei Resonanzfrequenz unter *geerdeten* Bedingungen und Befeldung von vorne (E-Feldvektor parallel zur Körperachse) und einer Leistungsdichte von  $S = 2 \text{ W/m}^2$  ( $0 \text{ dB} \hat{=} 2,5 \text{ W/kg}$ )

## C Unsicherheitsanalyse

Unsicherheitsquelle	Toleranz	Verteilung	Div.	$c_i$	Standarduns.	$v_{eff}$
Gitterschrittweite <sup>a</sup>	0,38 dB ( $\pm 4,6\%$ )	normal	1,0	1	0,38 dB	$\infty$
Absorbierende Randbedingungen <sup>b</sup>	0,05 dB ( $\pm 0,6\%$ )	normal	1,0	1	0,05 dB	$\infty$
Anregung mit ebener Welle <sup>c</sup>	0,12 dB ( $\pm 1,4\%$ )	gleichv.	1,73	1	0,07 dB	$\infty$
Simulierte Zeit <sup>d</sup>	0,02 dB ( $\pm 0,2\%$ )	gleichv.	1,73	1	0,01 dB	$\infty$
Leistungsbudget <sup>e</sup>	0,17 dB ( $\pm 2,0\%$ )	normal	1,0	1	0,17 dB	$\infty$
Altersabh. Gewebe <sup>f</sup>	0,57 dB ( $\pm 7,0\%$ )	normal	1,0	1	0,57 dB	$\infty$
Kombinierte Standardunsicherheit					0,69 dB	
<b>Erweiterte Unsicherheit (<math>k_p = 2</math>)</b>			<b>RSS</b>		<b>1,4 dB</b>	

Tabelle 12: Numerische Unsicherheit der 10 g Peak Spatial Average SAR für den Frequenzbereich von 2,0 GHz bis 5,8 GHz

Unsicherheitsquelle	Toleranz	Verteilung	Div.	$c_i$	Standarduns.	$v_{eff}$
Gitterschrittweite <sup>a</sup>	0,09 dB ( $\pm 1,0\%$ )	normal	1,0	1	0,09 dB	$\infty$
Absorbierende Randbedingungen <sup>b</sup>	0,03 dB ( $\pm 0,4\%$ )	normal	1,0	1	0,03 dB	$\infty$
Anregung mit ebener Welle <sup>c</sup>	0,12 dB ( $\pm 1,4\%$ )	gleichv.	1,73	1	0,07 dB	$\infty$
Simulierte Zeit <sup>d</sup>	0,02 dB ( $\pm 0,2\%$ )	gleichv.	1,73	1	0,01 dB	$\infty$
Leistungsbudget <sup>e</sup>	0,17 dB ( $\pm 2,0\%$ )	normal	1,0	1	0,17 dB	$\infty$
Altersabh. Gewebe <sup>f</sup>	0,57 dB ( $\pm 7,0\%$ )	normal	1,0	1	0,57 dB	$\infty$
Kombinierte Standardunsicherheit					0,60 dB	
<b>Erweiterte Unsicherheit (<math>k_p = 2</math>)</b>			<b>RSS</b>		<b>1,2 dB</b>	

Tabelle 13: Numerische Unsicherheit der über den gesamten Körper gemittelten SAR für den Frequenzbereich von 2,0 GHz bis 5,8 GHz

Unsicherheitsquelle	Toleranz	Verteilung	Div.	$c_i$	Standarduns.	$v_{eff}$
Gitterschrittweite <sup>a</sup>	0,09 dB ( $\pm 1,0\%$ )	normal	1,0	1	0,09 dB	$\infty$
Absorbierende Randbedingungen <sup>b</sup>	0,00 dB ( $\pm 0,04\%$ )	normal	1,0	1	0,00 dB	$\infty$
Anregung mit ebener Welle <sup>c</sup>	0,12 dB ( $\pm 1,4\%$ )	gleichv.	1,73	1	0,12 dB	$\infty$
Simulierte Zeit <sup>d</sup>	0,02 dB ( $\pm 0,2\%$ )	gleichv.	1,73	1	0,01 dB	$\infty$
Leistungsbudget <sup>e</sup>	0,17 dB ( $\pm 2,0\%$ )	normal	1,0	1	0,17 dB	$\infty$
Altersabh. Gewebe <sup>f</sup>	0,57 dB ( $\pm 7,0\%$ )	normal	1,0	1	0,57 dB	$\infty$
Intervall der Resonanzfrequenz <sup>g</sup>	0,17 dB ( $\pm 2,0\%$ )	gleichv.	1,73	1	0,1 dB	$\infty$
Kombinierte Standardunsicherheit					0,61 dB	
<b>Erweiterte Unsicherheit (<math>k_p = 2</math>)</b>			<b>RSS</b>		<b>1,2 dB</b>	

Tabelle 14: Numerische Unsicherheit der über den gesamten Körper gemittelten SAR für für ungeordnete Bedingungen im Bereich der Resonanzfrequenzen der Körpermodelle

<sup>a</sup> Zur Bestimmung der Unsicherheit der 10 g Peak Spatial Average SAR und der über den ganzen Körper gemittelten SAR wurden Vergleichsrechnungen für Gitter mit homogenem und inhomogenem Gitterschritt bei der höchsten Frequenz (5,8 GHz) angestellt. Der hier ermittelte Beitrag fasst Diskretisierungsunsicherheiten, Staircasingfehler einzelner Voxel, numerische Dispersion in den Geweben und Reflexion an den Gewebeschichten zusammen. Bei der Frequenz von 5,8 GHz ist mit den größten numerischen Unsicherheiten zu rechnen. Diese sind in Tabelle 16 zusammengefasst. Die Ergebnisse einer ähnlichen Studie [59] liegen in einer vergleichbaren Größenordnung und zeigen, dass die Unsicherheiten bei günstigerem Verhältnis der Gitterschrittweite zur



Unsicherheitsquelle	Toleranz	Verteilung	Div.	$c_i$	Standarduns.	$v_{eff}$
Gitterschrittweite <sup>a</sup>	0,09 dB ( $\pm 1,0\%$ )	normal	1,0	1	0,09 dB	$\infty$
Absorbierende Randbedingungen <sup>b</sup>	0,00 dB ( $\pm 0,04\%$ )	normal	1,0	1	0,00 dB	$\infty$
Anregung mit ebener Welle <sup>c</sup>	0,12 dB ( $\pm 1,4\%$ )	gleichv.	1,73	1	0,12 dB	$\infty$
Simulierte Zeit <sup>d</sup>	0,02 dB ( $\pm 0,2\%$ )	gleichv.	1,73	1	0,01 dB	$\infty$
Leistungsbudget <sup>e</sup>	0,17 dB ( $\pm 2,0\%$ )	normal	1,0	1	0,17 dB	$\infty$
Altersabh. Gewebe <sup>f</sup>	0,57 dB ( $\pm 7,0\%$ )	normal	1,0	1	0,57 dB	$\infty$
Intervall der Resonanzfrequenz <sup>g</sup>	0,17 dB ( $\pm 2,0\%$ )	gleichv.	1,73	1	0,1 dB	$\infty$
Füllgewebe zwischen den Füßen <sup>h</sup>	0,27 dB ( $\pm 3,2\%$ )	gleichv.	1,73	1	0,16 dB	$\infty$
Kombinierte Standardunsicherheit					0,62 dB	
<b>Erweiterte Unsicherheit (<math>k_p = 2</math>)</b>			<b>RSS</b>		<b>1,3 dB</b>	

Tabelle 15: Numerische Unsicherheit der über den gesamten Körper gemittelten SAR für geerdete Bedingungen im Bereich der Resonanzfrequenzen der Körpermodelle

Wellenlänge abnehmen. Daher werden die hier ermittelten Werte zur konservativen Abschätzung der Unsicherheit für den gesamten Frequenzbereich des Projektes herangezogen.

<sup>b</sup> Bei der Bestimmung des Unsicherheitsbeitrags der absorbierenden Randbedingungen wurde unterschieden, ob reaktive (Bereich der Resonanzfrequenzen des Körpers) oder propagierende Felder (2,0 GHz - 5,8 GHz) gedämpft werden. Bei den reaktiven Feldern wurde durch Verschieben der Position der Randbedingungen ermittelt, ob der die reaktive elektrische und magnetische Energie enthaltende Gitterbereich zu stark beschnitten wird. Bei den propagierenden Feldern wird die Lage der Randbedingungen um ein Viertel der Wellenlänge verschoben, so dass die verbleibenden Reflexionen mit invertierter Phasenlage eintreffen und sich ihr Einfluss auf das Simulationsergebnis maximiert (Tabelle 17).

<sup>c</sup> Der maximale Fehler der E-Feldamplitude in einem leeren Rechenraum (einfallendes Feld) wurde in einem inhomogenen Gitter mit 0,7 mm bis 1,0 mm Schrittweite bei einer Frequenz von 5,8 GHz bestimmt und beträgt etwa 0,7%. Da sich die SAR mit dem Quadrat des E-Feldes skaliert, verdoppelt sich sein Beitrag auf 1,4% (0,06 dB). Bei den niedrigeren Frequenzen ist dieser Fehler auf Grund des günstigeren Verhältnisses der Freiraumwellenlänge zur verwendeten Gitterschrittweite geringer. Daher wird der hier ermittelte Wert für alle Frequenzen als konservative Abschätzung verwendet.

<sup>d</sup> Während der simulierten Zeitdauer muss das Modell vollständig vom einfallenden Feld durchflutet werden, und alle Reflexionen an den Grenzflächen der inneren Gewebe müssen eingeschwungen sein. Dies ist beim größten Modell und bei der höchsten Frequenz am kritischsten und wurde daher für das Modell Louis bei 5,8 GHz bei Befeldung von vorn und von unten für ausgewertet (Tabelle 18). Der für die Ganzkörper-SAR ermittelte Wert wurde auch als konservative Schätzung der Peak Spatial Average SAR verwendet.

<sup>e</sup> Das Leistungsbudget bestimmt sich aus dem Verhältnis der Summe der im Gitter verbrauchten Leistung und der in die absorbierenden Randbedingungen abgestrahlten Leistung zur Speiseleistung der Quelle. Bei Befeldung mit ebenen Wellen kann jedoch keine Speiseleistung angegeben werden. Daher wird für die Abschätzung der Unsicherheit ein Erfahrungswert von 2% (0,09 dB) verwendet.

<sup>f</sup> Der Einfluss der altersbedingten Änderungen der dielektrischen Gewebeparamter wird in Abschnitt 4.4 bestprochen.

<sup>g</sup> Der Einfluss der Genauigkeit der Bestimmung der Resonanzfrequenz auf die im gesamten Körper absorbierte SAR wird in Abschnitt 4.1 bestprochen.

<sup>h</sup> Die sich durch das zwischen die Füße eingefügte Gewebe ergebende Unsicherheit wurde an Hand ihres Beitrags zur gesamten Absorption im Körper bestimmt (Tabelle 19).

Gitterschritt	Anteil an der 10 g SAR	Anteil an der Ganzkörper-SAR
0,7 mm - 1,0 mm inhomogen	0,3 %	3,3 %
0,9 mm - 1,5 mm inhomogen	1,1 %	4,6 %
1,0 mm homogen	0,6 %	2,1 %

Tabelle 16: Abweichung der SAR in Abhängigkeit von der Gitterschrittweite (bestimmt für das Modell Roberta bei 5,8 GHz im Vergleich zu 0.7 mm homogener Auflösung)

Zielgröße	Anteil an der SAR
10 g SAR, 2 GHz verschoben um $\lambda/4$	0.6 %
Ganzkörper-SAR, 2 GHz verschoben um $\lambda/4$	0.4 %
Ganzkörper-SAR, 90 MHz 300 mm - 1000 mm Abstand	0.02 %

Tabelle 17: Abweichung der SAR in Abhängigkeit von der Position bzw. dem Abstand der absorbierenden Randbedingungen zum Modell (bestimmt für das Modell Eartha)

Simulierte Zeit und Einfallsrichtung	Anteil an der Ganzkörper-SAR
30 Perioden, von vorn	0,2 %
50 Perioden, von vorn	0,2 %
50 Perioden, von unten	0,1 %

Tabelle 18: Abweichung der SAR in Abhängigkeit von der simulierten Zeit (bestimmt für das Modell Louis bei 5,8 GHz im Vergleich zu 80 (Befeldung von vorn) und 100 Perioden (Befeldung von unten))

Modell	Anteil an der SAR
Louis	3,2 %
Billie	2,4 %
Dizzy	1,7 %
Eartha	2,0 %
Thelonius	0,4 %
Roberta	0,8 %

Tabelle 19: Anteil des zwischen die Füße eingefügten Gewebes an der über den gesamten Körper gemittelten SAR bei Resonanzfrequenz unter geerdeten Bedingungen

## D Gewebetabelle

Bezeichnung des Gewebes im Modell	Bezeichnung des Gewebes in der Internetdatenbank: <a href="http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/">http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/</a>	Dichte [kg/m <sup>3</sup> ]	Spezifische Wärmekapazität [J/kg/K]	Thermische Leitfähigkeit [W/m/K]	Wärmetransfer-rate (Perfusion) [ml/min/kg]
Adrenal_gland	Gland	1025	3128	0.39	1697
Air_internal	Air	0	1006	0.03	0
Artery	Blood	1060	3824	0.51	10000
Bladder	Bladder	1040	3900	0.56	78
Blood_vessel	Blood	1060	3824	0.51	10000
Bone	BoneCortical	1990	1289	0.40	22
Brain_grey_matter	BrainGreyMatter	1039	3675	1.13	671
Brain_white_matter	BrainWhiteMatter	1043	3621	0.50	237
Breast	mean: fat/gland	928	2524	0.50	27
Bronchi	BloodVessel	1063	3456	0.46	39
Bronchi_lumen	Air	0	1006	0.03	0
Cartilage	Cartilage	1100	3664	0.47	50
Cerebellum	Cerebellum	1040	3640	0.53	560
Cerebrospinal_fluid	CerebroSpinalFluid	1007	4191	0.60	0
Commissura_anterior	BrainWhiteMatter	1043	3621	0.50	237
Commissura_posterior	BrainWhiteMatter	1043	3621	0.50	237
Connective_tissue	mean: fat(mean)/tendon	1013	3035	0.37	39
Cornea	Cornea	1076	3793	0.52	38
Diaphragm	Muscle	1041	3546	0.53	28
Ear_cartilage	Cartilage	1100	3664	0.47	50
Ear_skin	SkinDry	1100	3437	0.35	97
Epididymis	Gland	1050	3761	0.53	1697
Esophagus	Oesophagus	1040	3500	0.53	383
Esophagus_lumen	MucousMembrane	1050	1006	0.03	0
Eye_lens	Lens	1090	3664	0.40	38
Eye_Sclera	EyeSclera	1032	3000	0.40	38
Eye_vitreous_humor	VitreousHumor	1009	3932	0.59	0
Fat	Fat	916	2524	0.25	27
Gallbladder	GallBladderBile	1026	3496	0.47	78
Heart_lumen	Blood	1060	3824	0.51	10000
Heart_muscle	Heart	1060	3720	0.54	900
Hippocampus	BrainGreyMatter	1039	3675	1.13	549
Hypophysis	Gland	1066	3761	0.53	1697
Hypothalamus	Gland	1050	3761	0.53	1697
Intervertebral_disc	Cartilage	1100	3664	0.47	50
Kidney_cortex	Kidney	1049	3745	0.52	
Kidney_medulla	Kidney	1044	3745	0.52	
Large_intestine	Colon	1044	3653	0.56	752
Large_intestine_lumen	-	-	1006	0.03	0
Larynx	Cartilage	1082	3664	0.47	50
Liver	Liver	1050	3600	0.51	1007
Lung	LungDeflated/Inflated	655	3625	0.44	400
Mandible	BoneCortical	1990	1289	0.40	22
Marrow_red	Bone_Marrow_Infiltrated	1027	3960	0.52	450
Medulla_oblongata	Brain(average)	1039	3675	1.13	549
Meniscus	Cartilage	1098	3664	0.47	50
Midbrain	Brain(average)	1039	3675	1.13	549
Mucosa	MucousMembrane	1050	3150	0.34	120
Muscle	Muscle	1041	3546	0.53	28
Nerve	Nerve	1038	3664	0.46	549
Ovary	Ovary	1048	3600	0.53	3059
Pancreas	Pancreas	1045	3452	0.49	625
Patella	BoneCortical	1990	1289	0.40	22
Penis	Blood	1060	3456	0.46	10000
Pharynx	Air	0	1006	0.03	0
Pinealbody	Gland	1050	3600	0.53	3059
Pons	Brain(average)	1039	3675	1.13	549
Prostate	Prostate	1045	3761	0.53	1697
SAT	Fat	916	2524	0.24	27
Skin	SkinDry	1100	3437	0.35	97
Skull	BoneCortical	1990	1289	0.40	22
Small_intestine	SmallIntestine	1044	3653	0.56	1000
Small_intestine_lumen	-	-	1006	0.03	0
Spinal_cord	SpinalChord	1038	3664	0.46	549
Spleen	Spleen	1054	3603	0.54	1142
Stomach	Stomach	1050	3553	0.53	374
Stomach_lumen	-	-	1006	0.03	0
Teeth	Tooth	2160	1340	0.40	0
Tendon_Ligament	Tendon	1110	3500	0.50	50
Testis	Testis	1044	3746	0.53	93
Thalamus	BrainGreyMatter	1039	3675	1.13	671
Thymus	Thymus	1026	3960	0.52	1697
Thyroid_gland	Gland	1050	3553	0.53	9938
Tongue	Tongue	1041	3546	0.53	28
Trachea	Cartilage	1100	3664	0.47	50
Trachea_lumen	Air	0	1006	0.03	0
Ureter_Urethra	BloodVessel	1056	3456	0.46	39
Uterus	Uterus	1052	3580	0.50	37.66
Vagina	Colon	1044	3653	0.56	752
Vein	Blood	1060	3824	0.51	10000
Vertebrae	BoneCortical	1990	1289	0.40	22
Ulna_marrow_left	Bone_Marrow_Infiltrated	1027	3960	0.52	450
Ulna_left	BoneCortical	1990	1289	0.40	22
Ulna_marrow_right	Bone_Marrow_Infiltrated	1027	3960	0.52	450
Ulna_right	BoneCortical	1990	1289	0.40	22
Radius_marrow_left	Bone_Marrow_Infiltrated	1027	3960	0.52	450
Radius_left	BoneCortical	1990	1289	0.40	22
Radius_marrow_right	Bone_Marrow_Infiltrated	1027	3960	0.52	450
Radius_right	BoneCortical	1990	1289	0.40	22
Humerus_marrow_left	Bone_Marrow_Infiltrated	1027	3960	0.52	450

Bezeichnung des Gewebes im Modell	Bezeichnung des Gewebes in der Internetdatenbank: <a href="http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/">http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/</a>	Dichte [kg/m <sup>3</sup> ]	Spezifische Wärmekapazität [J/kg/K]	Thermische Leitfähigkeit [W/m/K]	Wärmetransfer-rate (Perfusion) [ml/min/kg]
Humerus_left	BoneCortical	1990	1289	0.40	22
Humerus_marrow_right	Bone_Marrow_Infiltrated	1027	3960	0.52	450
Humerus_right	BoneCortical	1990	1289	0.40	22
Tibia_marrow_left	Bone_Marrow_Infiltrated	1027	3960	0.52	450
Tibia_left	BoneCortical	1990	1289	0.40	22
Tibia_marrow_right	Bone_Marrow_Infiltrated	1027	3960	0.52	450
Tibia_right	BoneCortical	1990	1289	0.40	22
Fibula_marrow_left	Bone_Marrow_Infiltrated	1027	3960	0.52	450
Fibula_left	BoneCortical	1990	1289	0.40	22
Fibula_marrow_right	Bone_Marrow_Infiltrated	1027	3960	0.52	450
Fibula_right	BoneCortical	1990	1289	0.40	22
Femur_marrow_left	Bone_Marrow_Infiltrated	1027	3960	0.52	450
Femur_left	BoneCortical	1990	1289	0.40	22
Femur_marrow_right	Bone_Marrow_Infiltrated	1027	3960	0.52	450
Femur_right	BoneCortical	1990	1289	0.40	22
Calcaneus_marrow_left	Bone_Marrow_Infiltrated	1027	3960	0.52	450
Calcaneus_left	BoneCortical	1990	1289	0.40	22
Calcaneus_marrow_right	Bone_Marrow_Infiltrated	1027	3960	0.52	450
Calcaneus_right	BoneCortical	1990	1289	0.40	22
Talus_marrow_left	Bone_Marrow_Infiltrated	1027	3960	0.52	450
Talus_left	BoneCortical	1990	1289	0.40	22
Talus_marrow_right	Bone_Marrow_Infiltrated	1027	3960	0.52	450
Talus_right	BoneCortical	1990	1289	0.40	22
Lunatum_marrow_left	Bone_Marrow_Infiltrated	1027	3960	0.52	450
Lunatum_left	BoneCortical	1990	1289	0.40	22
Lunatum_marrow_right	Bone_Marrow_Infiltrated	1027	3960	0.52	450
Lunatum_right	BoneCortical	1990	1289	0.40	22
Scaphoideum_marrow_left	Bone_Marrow_Infiltrated	1027	3960	0.52	450
Scaphoideum_left	BoneCortical	1990	1289	0.40	22
Scaphoideum_marrow_right	Bone_Marrow_Infiltrated	1027	3960	0.52	450
Scaphoideum_right	BoneCortical	1990	1289	0.40	22
Triquetrum_marrow_left	Bone_Marrow_Infiltrated	1027	3960	0.52	450
Triquetrum_left	BoneCortical	1990	1289	0.40	22
Triquetrum_marrow_right	Bone_Marrow_Infiltrated	1027	3960	0.52	450
Triquetrum_right	BoneCortical	1990	1289	0.40	22
Pisiforme_marrow_left	Bone_Marrow_Infiltrated	1027	3960	0.52	450
Pisiforme_left	BoneCortical	1990	1289	0.40	22
Pisiforme_marrow_right	Bone_Marrow_Infiltrated	1027	3960	0.52	450
Pisiforme_right	BoneCortical	1990	1289	0.40	22
Capitatum_marrow_left	Bone_Marrow_Infiltrated	1027	3960	0.52	450
Capitatum_left	BoneCortical	1990	1289	0.40	22
Capitatum_marrow_right	Bone_Marrow_Infiltrated	1027	3960	0.52	450
Capitatum_right	BoneCortical	1990	1289	0.40	22
Hamatum_marrow_left	Bone_Marrow_Infiltrated	1027	3960	0.52	450
Hamatum_left	BoneCortical	1990	1289	0.40	22
Hamatum_marrow_right	Bone_Marrow_Infiltrated	1027	3960	0.52	450
Hamatum_right	BoneCortical	1990	1289	0.40	22
Trapezium_marrow_left	Bone_Marrow_Infiltrated	1027	3960	0.52	450
Trapezium_left	BoneCortical	1990	1289	0.40	22
Trapezium_marrow_right	Bone_Marrow_Infiltrated	1027	3960	0.52	450
Trapezium_right	BoneCortical	1990	1289	0.40	22
Trapezoideum_marrow_left	Bone_Marrow_Infiltrated	1027	3960	0.52	450
Trapezoideum_left	BoneCortical	1990	1289	0.40	22
Trapezoideum_marrow_right	Bone_Marrow_Infiltrated	1027	3960	0.52	450
Trapezoideum_right	BoneCortical	1990	1289	0.40	22
Metacarpus_I_marrow_left	Bone_Marrow_Infiltrated	1027	3960	0.52	450
Metacarpus_I_left	BoneCortical	1990	1289	0.40	22
Metacarpus_I_marrow_right	Bone_Marrow_Infiltrated	1027	3960	0.52	450
Metacarpus_I_right	BoneCortical	1990	1289	0.40	22
Metacarpus_II_marrow_left	Bone_Marrow_Infiltrated	1027	3960	0.52	450
Metacarpus_II_left	BoneCortical	1990	1289	0.40	22
Metacarpus_II_marrow_right	Bone_Marrow_Infiltrated	1027	3960	0.52	450
Metacarpus_II_right	BoneCortical	1990	1289	0.40	22
Metacarpus_III_marrow_left	Bone_Marrow_Infiltrated	1027	3960	0.52	450
Metacarpus_III_left	BoneCortical	1990	1289	0.40	22
Metacarpus_III_marrow_right	Bone_Marrow_Infiltrated	1027	3960	0.52	450
Metacarpus_III_right	BoneCortical	1990	1289	0.40	22
Metacarpus_IV_marrow_left	Bone_Marrow_Infiltrated	1027	3960	0.52	450
Metacarpus_IV_left	BoneCortical	1990	1289	0.40	22
Metacarpus_IV_marrow_right	Bone_Marrow_Infiltrated	1027	3960	0.52	450
Metacarpus_IV_right	BoneCortical	1990	1289	0.40	22
Metacarpus_V_marrow_left	Bone_Marrow_Infiltrated	1027	3960	0.52	450
Metacarpus_V_left	BoneCortical	1990	1289	0.40	22
Metacarpus_V_marrow_right	Bone_Marrow_Infiltrated	1027	3960	0.52	450
Metacarpus_V_right	BoneCortical	1990	1289	0.40	22
Phalanx proximalis_I_marrow_left	Bone_Marrow_Infiltrated	1027	3960	0.52	450
Phalanx proximalis_I_left	BoneCortical	1990	1289	0.40	22
Phalanx proximalis_I_marrow_right	Bone_Marrow_Infiltrated	1027	3960	0.52	450
Phalanx proximalis_I_right	BoneCortical	1990	1289	0.40	22
Phalanx proximalis_II_marrow_left	Bone_Marrow_Infiltrated	1027	3960	0.52	450
Phalanx proximalis_II_left	BoneCortical	1990	1289	0.40	22
Phalanx proximalis_II_marrow_right	Bone_Marrow_Infiltrated	1027	3960	0.52	450
Phalanx proximalis_II_right	BoneCortical	1990	1289	0.40	22
Phalanx proximalis_III_marrow_left	Bone_Marrow_Infiltrated	1027	3960	0.52	450
Phalanx proximalis_III_left	BoneCortical	1990	1289	0.40	22
Phalanx proximalis_III_marrow_right	Bone_Marrow_Infiltrated	1027	3960	0.52	450
Phalanx proximalis_III_right	BoneCortical	1990	1289	0.40	22
Phalanx proximalis_IV_marrow_left	Bone_Marrow_Infiltrated	1027	3960	0.52	450
Phalanx proximalis_IV_left	BoneCortical	1990	1289	0.40	22
Phalanx proximalis_IV_marrow_right	Bone_Marrow_Infiltrated	1027	3960	0.52	450

Bezeichnung des Gewebes im Modell	Bezeichnung des Gewebes in der Internetdatenbank: <a href="http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/">http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/</a>	Dichte [kg/m <sup>3</sup> ]	Spezifische Wärmekapazität [J/kg/K]	Thermische Leitfähigkeit [W/m/K]	Wärmetransfer-rate (Perfusion) [ml/min/kg]
Phalanx proximalis_IV_right	BoneCortical	1990	1289	0.40	22
Phalanx proximalis_V_marrow_left	Bone_Marrow_Infiltrated	1027	3960	0.52	450
Phalanx proximalis_V_left	BoneCortical	1990	1289	0.40	22
Phalanx proximalis_V_marrow_right	Bone_Marrow_Infiltrated	1027	3960	0.52	450
Phalanx proximalis_V_right	BoneCortical	1990	1289	0.40	22
Phalanx media_II_marrow_left	Bone_Marrow_Infiltrated	1027	3960	0.52	450
Phalanx media_II_left	BoneCortical	1990	1289	0.40	22
Phalanx media_II_marrow_right	Bone_Marrow_Infiltrated	1027	3960	0.52	450
Phalanx media_II_right	BoneCortical	1990	1289	0.40	22
Phalanx media_III_marrow_left	Bone_Marrow_Infiltrated	1027	3960	0.52	450
Phalanx media_III_left	BoneCortical	1990	1289	0.40	22
Phalanx media_III_marrow_right	Bone_Marrow_Infiltrated	1027	3960	0.52	450
Phalanx media_III_right	BoneCortical	1990	1289	0.40	22
Phalanx media_IV_marrow_left	Bone_Marrow_Infiltrated	1027	3960	0.52	450
Phalanx media_IV_left	BoneCortical	1990	1289	0.40	22
Phalanx media_IV_marrow_right	Bone_Marrow_Infiltrated	1027	3960	0.52	450
Phalanx media_IV_right	BoneCortical	1990	1289	0.40	22
Phalanx media_V_marrow_left	Bone_Marrow_Infiltrated	1027	3960	0.52	450
Phalanx media_V_left	BoneCortical	1990	1289	0.40	22
Phalanx media_V_marrow_right	Bone_Marrow_Infiltrated	1027	3960	0.52	450
Phalanx media_V_right	BoneCortical	1990	1289	0.40	22
Phalanx distalis_I_marrow_left	Bone_Marrow_Infiltrated	1027	3960	0.52	450
Phalanx distalis_I_left	BoneCortical	1990	1289	0.40	22
Phalanx distalis_I_marrow_right	Bone_Marrow_Infiltrated	1027	3960	0.52	450
Phalanx distalis_I_right	BoneCortical	1990	1289	0.40	22
Phalanx distalis_II_marrow_left	Bone_Marrow_Infiltrated	1027	3960	0.52	450
Phalanx distalis_II_left	BoneCortical	1990	1289	0.40	22
Phalanx distalis_II_marrow_right	Bone_Marrow_Infiltrated	1027	3960	0.52	450
Phalanx distalis_II_right	BoneCortical	1990	1289	0.40	22
Phalanx distalis_III_marrow_left	Bone_Marrow_Infiltrated	1027	3960	0.52	450
Phalanx distalis_III_left	BoneCortical	1990	1289	0.40	22
Phalanx distalis_III_marrow_right	Bone_Marrow_Infiltrated	1027	3960	0.52	450
Phalanx distalis_III_right	BoneCortical	1990	1289	0.40	22
Phalanx distalis_IV_marrow_left	Bone_Marrow_Infiltrated	1027	3960	0.52	450
Phalanx distalis_IV_left	BoneCortical	1990	1289	0.40	22
Phalanx distalis_IV_marrow_right	Bone_Marrow_Infiltrated	1027	3960	0.52	450
Phalanx distalis_IV_right	BoneCortical	1990	1289	0.40	22
Phalanx distalis_V_marrow_left	Bone_Marrow_Infiltrated	1027	3960	0.52	450
Phalanx distalis_V_left	BoneCortical	1990	1289	0.40	22
Phalanx distalis_V_marrow_right	Bone_Marrow_Infiltrated	1027	3960	0.52	450
Phalanx distalis_V_right	BoneCortical	1990	1289	0.40	22

## Literatur

- [1] Andreas Christ, Wolfgang Kainz, Eckhart G. Hahn, Katharina Honegger, Marcel Zefferer, Esra Neufeld, Wolfgang Rascher, Rolf Janka, Werner Bautz, Ji Chen, Berthold Kiefer, Peter Schmitt, Hans-Peter Hollenbach, Jianxiang Shen, Michael Oberle, Dominik Szczerba, Anthony Kam, Joshua W. Guag, and Niels Kuster, “The Virtual Family – development of anatomical CAD models of two adults and two children for dosimetric simulations”, *Physics in Medicine and Biology*, 2009, submitted.
- [2] ICNIRP, “Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic and electromagnetic fields (up to 300 GHz)”, *Health Physics*, vol. 74, pp. 494–522, 1998.
- [3] 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.
- [4] IEEE, *IEEE Std C95.3 Recommended Practice for Measurements and Computations of Radio Frequency Electromagnetic Fields With Respect to Human Exposure to Such Fields, 100 kHz– $\dot{U}$ 300 GHz*, IEEE Standards Department, International Committee on Electromagnetic Safety, The Institute of Electrical and Electronics Engineers, Inc. 3 Park Avenue, New York, NY 10016-5997, USA, Dec. 2002.
- [5] 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.
- [6] 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.
- [7] 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) for mobile wireless communication devices used in close proximity to the human body (frequency range of 30 MHz to 6 GHz), Draft*, International Electrotechnical Commission (IEC), IEC Technical Committee 106, Geneva, Switzerland, 2007.
- [8] Carl H. Durney, Habib Massoudi, and Magdy F. Iskander, *Radiofrequency Radiation Dosimetry Handbook*, Brooks Air Force Base, TX 78235-5301, USAF School of Aerospace Medicine, Aerospace Medical Division (AFSC), 1986.
- [9] Patrick A. Mason, William D. Hurt, Thomas J. Walters, John A. D’Andreas, Peter Gajsek, Kathy L. Ryan, David A. Nelson, Kristen I. Smith, and John M. Ziriax, “Effects of frequency, permittivity, and voxel size on predicted specific absorption rate values in biological tissue during electromagnetic-field exposure”, *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 48, no. 11, pp. 2050–2058, Nov. 2000.



- [10] P. J. Dimbylow, “Fine resolution calculations of SAR in the human body for frequencies up to 3 GHz”, *Physics in Medicine and Biology*, vol. 47, pp. 2835–2846, 2002.
- [11] Jianqing Wang, Osamu Fujiwara, Sachiko Kodera, and Soichi Watanabe, “FDTD calculation of whole-body average SAR in adult and child models for frequencies from 30 MHz to 3 GHz”, *Physics in Medicine and Biology*, vol. 51, pp. 4119–4127, 2006.
- [12] P. Dimbylow and W. Bolch, “Whole-body-averaged SAR from 50 MHz to 4 GHz in the University of Florida child voxel phantoms”, *Physics in Medicine and Biology*, vol. 52, no. 22, pp. 6639–6650, 2007.
- [13] T. Nagaoka, E. Kunieda, and S. Watanabe, “Proportion-corrected scaled voxel models for Japanese children and their application to the numerical dosimetry of specific absorption rate for frequencies from 30 MHz to 3 GHz”, *Physics in Medicine and Biology*, vol. 53, no. 23, pp. 6695–6711, 2008.
- [14] E. Conil, A. Hadjem, F. Lacroux, MF Wong, and J. Wiart, “Variability analysis of SAR from 20 MHz to 2.4 GHz for different adult and child models using finite-difference time-domain”, *Physics in Medicine and Biology*, vol. 53, no. 6, pp. 1511, 2008.
- [15] Sven Kühn, Wayne Jennings, Andreas Christ, and Niels Kuster, “Assessment of induced radio-frequency electromagnetic fields in various anatomical human body models”, *Physics in Medicine and Biology*, vol. 54, no. 4, pp. 875–890, February 2009.
- [16] P. Andreo, “Monte Carlo techniques in medical radiation physics”, *Phys. Med.*, vol. 36, no. 7, pp. 861–920, 1991.
- [17] JW Hand, JA Boucek, RJ Francis, CG Jones, N. Khan, BA Turlach, and AJ Green, “Modelling the interaction of electromagnetic fields (10 MHz–10 GHz) with the human body: methods and applications”, *Physics in Medicine and Biology*, vol. 53, no. 16, pp. R243–R286, 2008.
- [18] 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.
- [19] Habib Zaidi and Xie George Xu, “Computational anthropomorphic models of the human anatomy: The path to realistic Monte Carlo modeling in radiological sciences”, *Annual Review of Biomedical Engineering*, vol. 9, pp. 471–500, 2007.
- [20] X.G. Xu, V. Taranenko, J. Zhang, and C. Shi, “A boundary-representation method for designing whole-body radiation dosimetry models: pregnant females at the ends of three gestational periods-P3,-P6 and-P9”, *Physics in Medicine and Biology*, vol. 52, no. 23, pp. 7023–7044, 2007.
- [21] Michael J. Ackerman, “The Visible Human Project”, *Proceedings of the IEEE*, vol. 86, no. 3, pp. 504–511, Mar. 1998.
- [22] C.H. Kim, S.H. Choi, J.H. Jeong, C. Lee, and M.S. Chung, “HDRK-Man: a whole-body voxel model based on high-resolution color slice images of a Korean adult male cadaver”, *Physics in Medicine and Biology*, vol. 53, no. 15, pp. 4093–4106, 2008.
- [23] WP Segars and BMW Tsui, “Study of the efficacy of respiratory gating in myocardial SPECT using the new 4-D NCAT phantom”, *Nuclear Science, IEEE Transactions on*, vol. 49, no. 3, pp. 675–679, 2002.

- [24] W.P. Segars, B.M.W. Tsui, E.C. Frey, G.A. Johnson, and S.S. Berr, “Development of a 4-D digital mouse phantom for molecular imaging research”, *Molecular Imaging and Biology*, vol. 6, no. 3, pp. 149–159, 2004.
- [25] XG Xu and CY Shi, “Preliminary development of a 4D anatomical model for Monte Carlo simulations”, in *Monte Carlo 2005 Topical Meeting. The Monte Carlo method: versatility unbounded in a dynamic computing world. Chattanooga (TN): American Nuclear Society, LaGrange Park (IL)*, 2005.
- [26] Choonik Lee, Jonathan L. Williams, Choonsik Lee, and Wesley E. Bolch, “The UF sseries of tomographic computational phantoms of pediatric patients”, *Medical Physics*, vol. 32, no. 12, pp. 3537–3548, Dec. 2005.
- [27] Choonik Lee, Choonsik Lee, Jonathan L. Williams, and Wesley E. Bolch, “Whole-body voxel phantoms of paediatric patients - UF series B”, *Physics in Medicine and Biology*, vol. 51, pp. 4649–4661, 2006.
- [28] C. Lee, D. Lodwick, D. Hasenauer, J.L. Williams, C. Lee, and W.E. Bolch, “Hybrid computational phantoms of the male and female newborn patient: NURBS-based whole-body models”, *Physics in Medicine and Biology*, vol. 52, no. 12, pp. 3309–3333, 2007.
- [29] Andreas Christ, Nicolas Chavannes, Neviana Nikoloski, Hans-Ulrich Gerber, Katja Poković, and Niels Kuster, “A numerical and experimental comparison of human head phantoms for compliance testing of mobile telephone equipment”, *Bioelectromagnetics*, vol. 26, no. 2, pp. 125–137, February 2005.
- [30] 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).
- [31] R. Veit, M. Petoussi, N. Mannweiler, E. Williams, and G. Drexler, “Tomographic anthropomorphic models, Part i: Construction technique and description of models of an 8 week old baby and a 7 year old child”, Tech. Rep., GSF-Bericht 3/89, GSF Forschungszentrum für Umwelt und Gesundheit, Neuherberg, Germany, Mar. 1989.
- [32] 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.
- [33] Martin Caon, Giovanni Bibbo, and John Pattison, “An egs4-ready tomographic computational model of a 14-year old femal torso for calculating organ doses from CT examinations”, *Physics in Medicine and Biology*, vol. 44, pp. 2213–2225, 1999.
- [34] J. C. Nipper, J. L. Williams, and W. E. Bolch, “Creation of two tomographic voxel models of paediatric patients in the first year of life”, *Physics in Medicine and Biology*, vol. 47, pp. 3143–3164, 2002.
- [35] Claudio R. Fernández, Giovanni Bulla, A. C. Pedra, and Álvaro A. A. de Salles, “Comparison of electromagnetic absorption characteristics in the head of adult and a children for 1800 MHz mobile phones”, in *IEEE MTT-S International Microwave Symposium Digest*, June 2005, pp. 523–528.

- [36] A. Hadjem, D. Lautru, M. F. Wong, V. Fouad Hanna, and J. Wiart, "Investigations on specific absorption rate (SAR) induced in child-like and true child head using two source models", in *IEEE Antennas and Propagation Society International Symposium*, July 2005, pp. 792–795.
- [37] J. Wiart, A. Hadjem, N. Gadi, I. Bloch, M. F. Wong, A. Pradier, D. Lautru, V. F. Hanna, and C. Dale, "Modeling of RF head exposure in children", *Bioelectromagnetics*, vol. 26, no. Supplement 7, pp. S19–S30, 2005.
- [38] K. Kromeyer-Hauschild, M. Wabitsch, D. Kunze, F. Geller, H. C. Geiß, V. Hesse, A. von Hippel, U. Jaeger, D. Johnsen, W. Korte, K. Menner, G. Müller, J. M. Müller, A. Niemann-Pilatus, T. Remer, F. Schaefer, H.-U. Wittchen, S. Zabransky, K. Zellner, A. Ziegler, and J. Hebebrand, "Perzentile für den Body-mass-Index für das Kindes- und Jugendalter unter Heranziehung verschiedener deutscher Stichproben", *Monatsschrift Kinderheilkunde*, vol. 149, pp. 807–818, 2001.
- [39] Andrea Schenk, Guido Prause, and Heinz-Otto Peitgen, "Efficient semiautomatic segmentation of 3D objects in medical images", Tech. Rep., MeVis - Center for Medical Diagnostic Systems and Visualization, Universitätsallee 29, 28359 Bremen, Germany, 2000.
- [40] Jasjit S. Suri, Kecheng Lio, Sameer Singh, Swamy N. Laxminarayan, Xiaolan Zeng, and Laura Reden, "Shape recovery algorithms using level sets in 2-D/3-D medical imagery: A state-of-the-art review", *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, vol. 6, no. 1, pp. 8–28, Mar. 2002.
- [41] Greg Hamerly and Charles Elkan, "Alternatives to the k-means algorithm that find better clustering", in *Proceedings of the eleventh international conference on Information and knowledge management*, McLean, Virginia, USA, 2003, pp. 600–607.
- [42] Jayaram K. Udupa and Punam K. Saha, "Fuzzy connectedness and image segmentation", *Proceedings of the IEEE*, vol. 91, no. 10, pp. 1649–1669, Oct. 2003.
- [43] Horst K. Hahn and Heinz-Otto Peitgen, "IWT - Interactive watershed transform: A hierarchical method for efficient interactive and automated segmentation of multidimensional grayscale images", in *Proc. Medical Imaging*, San Diego, USA, Feb. 2003.
- [44] Italian National Research Council - Institute for Applied Physics, *An Internet resource for the calculation of the Dielectric Properties of Body Tissue in the frequency range 10 Hz - 100 GHz*, (<http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/>).
- [45] W.E. Lorensen and H.E. Cline, "Marching cubes: A high resolution 3D surface construction algorithm", in *Proceedings of the 14th annual conference on Computer graphics and interactive techniques*. ACM New York, NY, USA, 1987, pp. 163–169.
- [46] A. Yamada, K. Shimada, T. Furuhashi, and K.H. Hou, "A discrete spring model for generating fair curves and surfaces", in *Computer Graphics and Applications, 1999. Proceedings. Seventh Pacific Conference on*, 1999, pp. 270–279.
- [47] D. Szczerba, R. McGregor, and G. Szekely, "High Quality Surface Mesh Generation for Multi-physics Bio-medical Simulations", *Lecture Notes in Computer Science*, vol. 4487, pp. 906, 2007.
- [48] Stefan Benkler, *Robust Conformal Subcell Modeling for Electromagnetic Simulations in Time Domain*, Phd-thesis, Swiss Federal Institute of Technology, Zurich, Switzerland, Hartung-Gorre Verlag Konstanz, May 2007, Diss. ETH Nr. 16969.

- [49] 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.
- [50] A. Taflove and S. C. Hagness, *Computational Electromagnetics: The Finite-Difference Time-Domain Method*, Artech House, Inc., Boston, USA, London, United Kingdom, second edition, 2000.
- [51] 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.
- [52] 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.
- [53] 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.
- [54] K. R. Umashankar and A. Taflove, “A novel method to analyze electromagnetic scattering of complex objects”, *IEEE Transactions on Electromagnetic Compatibility*, vol. 24, pp. 397–405, 1982.
- [55] J.-P. Berenger, “A perfectly matched layer for the absorption of electromagnetic waves”, *Journal of Computational Physics*, vol. 114, pp. 185–200, 1994.
- [56] D.M. Beazley, *Python essential reference*, New Riders Publishing Thousand Oaks, CA, USA, 2001.
- [57] S. Gabriel, R. W. Lau, and C. Gabriel, “The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues”, *Physics in Medicine and Biology*, vol. 41, no. 11, pp. 2271–2293, Nov. 1996.
- [58] Verónica Berdiñas-Torres, *Exposure Systems and Dosimetry of Large-Scale In Vivo Studies*, Phd-thesis, Swiss Federal Institute of Technology, Zurich, Switzerland, Hartung-Gorre Verlag Konstanz, September 2007, Diss. ETH Nr. 17429.
- [59] Marie-Christine Gosselin, Andreas Christ, Sven Kühn, and Niels Kuster, “Dependence of the occupational exposure to mobile phone base stations on the properties of the antenna and the human body”, *IEEE Transactions on Electromagnetic Compatibility*, 2009, in press.
- [60] Andreas Christ, Theodoros Samaras, Anja Kligenböck, 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.
- [61] 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.
- [62] 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.

- [63] 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.
- [64] IEGMP Independent Expert Group on Mobile Phones, “Mobile phones and health”, 2000, Available at <http://www.iegmp.org.uk/report/index.htm>.
- [65] 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.
- [66] 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.
- [67] Andreas Christ, Marie-Christine Gosselin, Salome Ryf, Manuel Murbach, Sven Kühn, Maria Christopoulou, Esra Neufeld, Emilio Cherubini, Azadeh Peyman, Camelia Gabriel, and Niels Kuster, “Untersuchung zu altersabhängigen Wirkungen hochfrequenter elektromagnetischer Felder auf der Basis relevanter biophysikalischer und biologischer Parameter: Abschlußbericht”, techreport, IT’IS Foundation, ETH Zürich, Zeughausstr. 43, 8004 Zürich, Switzerland, March 2009.

# | Verantwortung für Mensch und Umwelt |

**Kontakt:**

Bundesamt für Strahlenschutz

Postfach 10 01 49

38201 Salzgitter

Telefon: + 49 30 18333 - 0

Telefax: + 49 30 18333 - 1885

Internet: [www.bfs.de](http://www.bfs.de)

E-Mail: [ePost@bfs.de](mailto:ePost@bfs.de)

Gedruckt auf Recyclingpapier aus 100 % Altpapier.



**Bundesamt für Strahlenschutz**