

**Numerische Bestimmung der Spezifischen  
Absorptionsrate bei Ganzkörperexposition von  
Kindern  
1. Zwischenbericht**

**Andreas Christ, Gernot Schmid, Katharina Honegger, Marcel Zefferer,  
Richard Überbacher, Esra Neufeld, Niels Kuster**

Zürich, November 2007

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

## **Inhaltsverzeichnis**

<b>1</b>	<b>Einführung und Zielsetzung</b>	<b>3</b>
<b>2</b>	<b>Anatomische Modelle von Kindern</b>	<b>3</b>
<b>3</b>	<b>MR-Aufnahmen</b>	<b>5</b>
3.1	Rekrutierung der Teilnehmer . . . . .	5
3.2	Aufnahmeprotokoll . . . . .	5
<b>4</b>	<b>Entwicklung der CAD-Modelle</b>	<b>6</b>
<b>5</b>	<b>Schlußfolgerungen und weiterer Verlauf des Projektes</b>	<b>7</b>

## 1 Einführung und Zielsetzung

Die einschlägigen Richtlinien zum Schutze des Menschen vor elektromagnetischer Strahlung [1, 2] legen auf Grund der im Körper durch elektrische Verluste absorbierten Leistung Basisgrenzwerte fest, 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 Meßverfahren gibt [3, 4, 5]. Die meßtechnische Erfassung der über den gesamten Körper gemittelten SAR ist unter praxisrelevanten Bedingungen nicht möglich. Daher geben die Richtlinien [1, 2] 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. [6, 7, 8]) abgeleitet.

Eine vor einigen Jahren veröffentlichte numerische Studie [8] 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 in einer neueren Studie bestätigt: Für Frequenzen um 2 GHz sowie bei der Resonanzfrequenz des Körpers werden nach [9] die Basisgrenzwerte bei Belastung eines Modells eines siebenjährigen Kindes mit den Referenzwerten verletzt. Zur Bestimmung der in den Körpern der Kinder umgesetzten Leistung verwenden beide Studien jedoch skalierte Modelle Erwachsener. Bei [9] wurden allerdings die Proportionen des Modells des Erwachsenen denen eines Kindes angepaßt. Auf Grund der unterschiedlichen Proportionen der Körper von Kindern und Erwachsenen ist die Unsicherheit der Ergebnisse, die sich durch die Skalierung ergibt, schwierig abzuschätzen. Ziel dieses Projektes ist es daher, die Einhaltung der Basisgrenzwerte bei Belastung mit den Referenzwerten bei Verwendung echter Kindermodelle verschiedener Altersklassen zu überprüfen. Hierzu werden sechs hochgenaue Modelle von Kindern verwendet. Vier dieser Modelle werden speziell für dieses Projekt entwickelt; zwei weitere stehen aus einem anderen Forschungsprojekt zur Verfügung [10]. Diese Modelle basieren auf hochauflösenden Magnetresonanzaufnahmen (MR-Aufnahmen) von Kindern und bestehen aus dreidimensionalen Computer-Aided-Design (CAD)-Objekten der einzelnen Gewebe und Organe.

## 2 Anatomische Modelle von Kindern

Bei der Bestimmung altersabhängiger Unterschiede bei der Belastung durch elektromagnetische Felder lag der Forschungsschwerpunkt in den vergangenen Jahren auf dem Mobilfunk. Daher entwickelten verschiedene Forschungsgruppen zahlreiche anatomische Computermodelle von Kinderköpfen. Diese sind mit den wenigen existierenden Ganzkörpermodellen von Kindern in Tabelle 1 zusammengefaßt und werden im Einzelnen in [11] und in den Übersichtsartikeln [12, 13] besprochen. Die in [14] entwickelten Modelle, die nur Kopf und Torso enthalten, wurden in einer späteren Arbeit derselben Autoren mit skalierten Armen und Beinen eines Erwachsenen versehen [15].<sup>1</sup>

---

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

Modell	Referenz	Aufnahmen	Auflösung	Alter	Geschlecht	Format	Kommentar
Baby	[16]	CT	$0,85 \times 0,85 \times 4,0 \text{ mm}^3$	8 Wochen	weiblich	Voxel	Leiche
Child	[16]	CT	$1,54 \times 1,54 \times 8,0 \text{ mm}^3$	7 Jahre	weiblich	Voxel	Leukämiepatientin
Indy	[17]	MRI	$1,1 \times 1,1 \times 1,1 \text{ mm}^3$	3 Jahre	männlich	Compound	nur Kopf
Brucky	[17]	MRI	$1,1 \times 1,1 \times 1,1 \text{ mm}^3$	7 Jahre	männlich	Compound	nur Kopf
Adelaide	[18]	CT	$2,35 \times 2,53 \times 10 \text{ mm}^3$	14 Jahre	weiblich	Voxel	nur Torso
-	[19]	CT	$0,59 \times 0,59 \times 1,0 \text{ mm}^3$	6 Tage	weiblich	Voxel	Leiche
-	[19]	CT	$0,49 \times 0,49 \times 1,25 \text{ mm}^3$	2 Monate	männlich	Voxel	Leiche
-	[20]	CT	keine Angaben	10 Jahre	keine Angaben	Voxel	nur Kopf
-	[21, 22]	MRI	keine Angaben	4 Jahre	keine Angaben	Voxel	nur Kopf
-	[22]	MRI	keine Angaben	5 Jahre	keine Angaben	Voxel	nur Kopf
-	[21, 22]	MRI	keine Angaben	12 Jahre	keine Angaben	Voxel	nur Kopf
UF 9 month	[14]	CT	$0,43 \times 0,43 \times 3,00 \text{ mm}^3$	9 Monate	männlich	Voxel	Kopf und Torso
UF 4 year	[14]	CT	$0,45 \times 0,45 \times 5,00 \text{ mm}^3$	4 Jahre	weiblich	Voxel	Kopf und Torso
UF 8 year	[14]	CT	$0,58 \times 0,58 \times 6,00 \text{ mm}^3$	8 Jahre	weiblich	Voxel	Kopf und Torso, 2 Patienten
UF 11 year	[14]	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	[14]	CT	$0,625 \times 0,625 \times 6,00 \text{ mm}^3$	14 Jahre	männlich	Voxel	Kopf und Torso, 2 Patienten

Tabelle 1: Anatomische Kopf- bzw. Ganzkörpermodelle von Kindern

Die meisten dieser 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 [23, 11] genau beschrieben. Die für dieses Projekt entwickelten Modelle beschreiben sämtliche Gewebe und Organe als gitterunabhängige CAD-Objekte und sind daher frei von Problemen dieser Art.

### 3 MR-Aufnahmen

#### 3.1 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 [10] entwickelten Modelle entsprechend den Anforderungen des Projektes ergänzen. Jüngeren Kindern ist die für Ganzkörperaufnahmen notwendige Meßzeit im Tomographen nicht zuzumuten.<sup>2</sup> Neben Körpergröße und -gewicht, die dem europäischen Durchschnitt der Altersklassen der Kinder entsprechen sollten (z. B. [24]), wurde bei der Auswahl besonderer Wert darauf gelegt, daß 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.

Alter	Geschlecht	Größe [m]	Gewicht [kg]	BMI [kg/m <sup>2</sup> ]	Quelle	Abbildung
5	weiblich	1,09	16	13,5	BfS	1.1
6	männlich	1,07	17	14,8	[10]	4
8	weiblich	1,34	29	16.2	BfS	1.2 und 5
8	männlich	1,36	25	13.5	BfS	1.3
11	weiblich	1,48	34	15.5	[10]	6
14	männlich	1,55	50	20.8	BfS	1.4

Tabelle 2: Neu entwickelte bzw. zu entwickelnde CAD Modelle von Kindern

#### 3.2 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 Meßsequenzen wurden gewählt:

<sup>2</sup>Auf die zu Beginn des Projektes in Betracht gezogene Entwicklung eines jüngeren Modells eines verstorbenen Kindes mußte verzichtet werden, da während des Rekrutierungszeitraums kein geeigneter Körper zur Verfügung stand.

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

Die Meßzeit lag je nach Körpergröße und Bedarf der Kinder an Ruhepausen zwischen andert-halb und dreieinhalb Stunden. Abbildung 1 zeigt dreidimensionale Rekonstruktionen der MR-Aufnahmen der vier Kinder. Durch Bewegungen der Probanden zwischen den einzelnen Meßsequenzen 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 4).

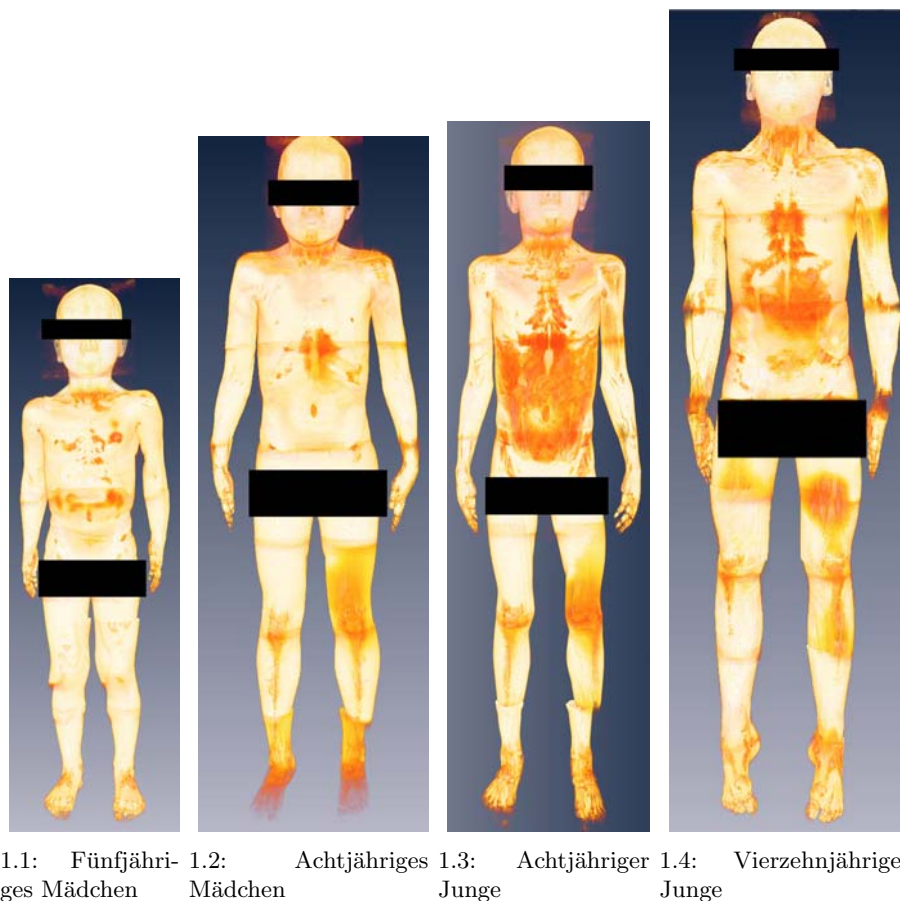


Abbildung 1: Dreidimensionale Rekonstruktion der MR-Aufnahmen der vier Kindermodelle dieses Projektes.

## 4 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 [25], Thresholding [26], Region Growing [27], Fuzzy Connectedness [28], Interactive Watershed Transformation [29] 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 84 Gewebearten unterschieden. Nach der Segmentierung in ISEG erfolgt die Konstruktion der CAD-Objekte mit Hilfe des Programmes AMIRA 4.0. Die einzelnen Schritte sind in Abbildung 3 dargestellt. Zunächst werden die Oberflächen der einzelnen Gewebe mit einem Marching-Cube Algorithmus erzeugt. Dieser folgt noch der Auflösung der segmentierten MR-Aufnahmen. Die Glättung der Oberflächen erfolgt durch eine Filterung durch das Spring-Model und schließlich durch Reduzierung der Anzahl der Dreiecke, die die Oberfläche definieren. Benachbarte Organe teilen sich dieselbe Beschreibung der Oberfläche, so daß Einschlüsse von Leerstellen zwischen den Gewebeschichten ausgeschlossen sind.

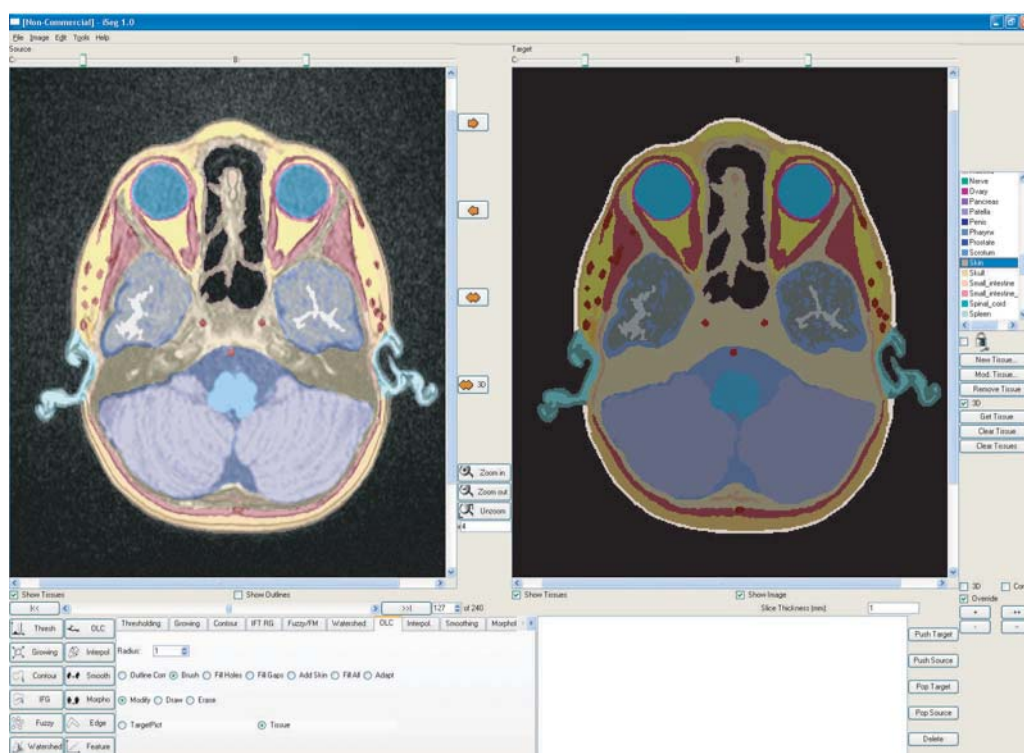


Abbildung 2: Segmentierungssoftware ISEG

## 5 Schlußfolgerungen und weiterer Verlauf des Projektes

Die für die Entwicklung der anatomischen Modelle benötigten MR-Aufnahmen konnten erfolgreich abgeschlossen werden. Neben den Modellen aus [10] wurden die Aufnahmen des achtjährigen Mädchens bereits vollständig segmentiert und stehen als CAD-Modell zur Verfügung. Die CAD-Modelle bestehen aus in mehreren Schritten geglätteten Oberflächen der einzelnen Körpergewebe und -organe und enthalten sämtliche bei der Segmentierung berücksichtigten Details. Für die numerischen Studien werden die Modelle im Rechengitter mit den Anforderungen an die numerische Genauigkeit und an die zur Bestimmung der SAR notwendigen Detailtreue entsprechender Gitterschrittweite diskretisiert. Hierbei kann die Gitterschrittweite entlang der Achsen angepaßt werden.



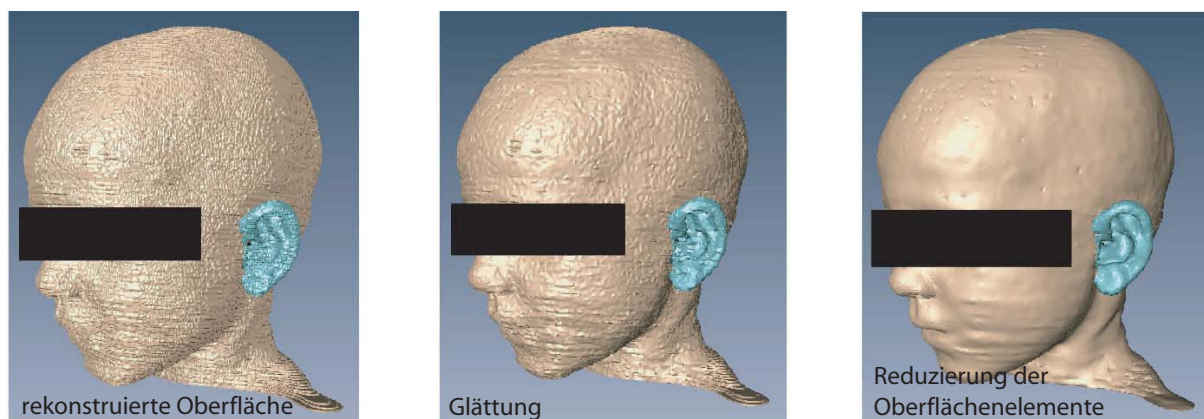


Abbildung 3: Konstruktion der Gewebeoberflächen als CAD-Objekte

Die für dieses Projekt zur Verfügung stehenden Modelle übertreffen sämtliche bisherig existierenden numerischen Kindermodelle im Hinblick auf ihre Detailtreue und Genauigkeit. Obwohl kein Modell eines Kleinkindes (jünger als fünf Jahre) entwickelt werden konnte, decken die Modelle einen großen Bereich an Körpermaßen und -gewichten praktisch lückenlos ab, so daß sich die Ergebnisse aus [8] und [9] ohne die sich aus der Skalierung der Modelle ergebenden Unsicherheiten überprüfen lassen.

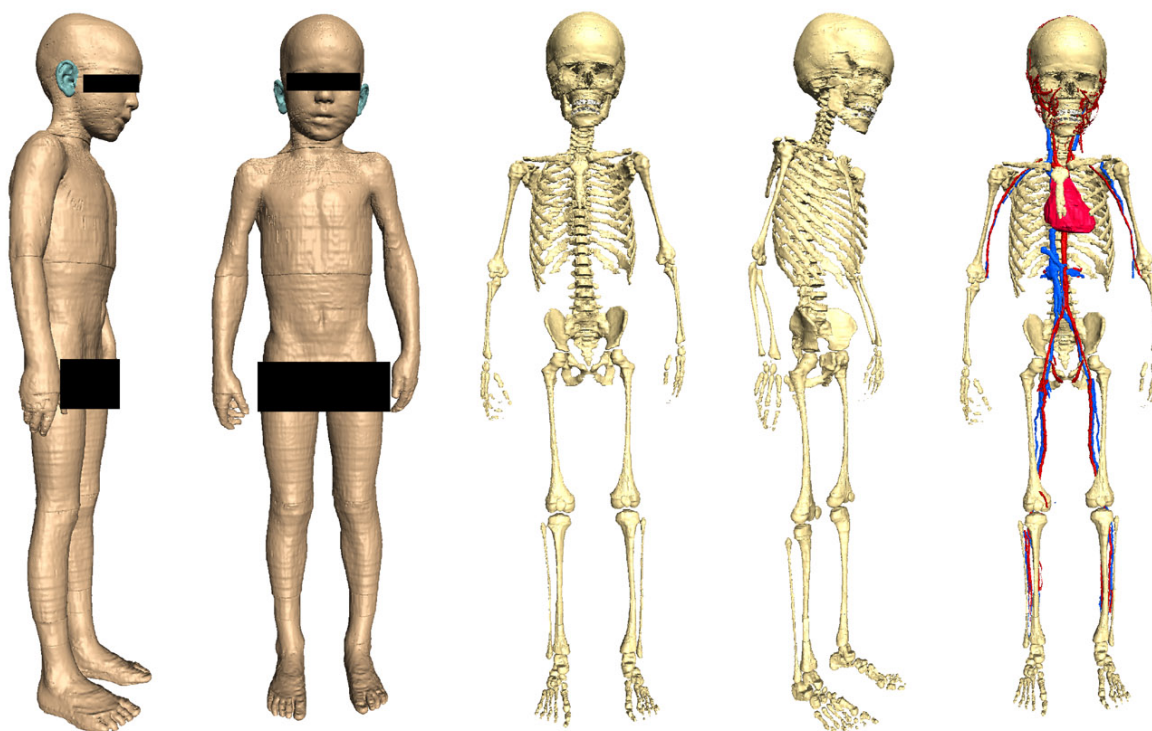


Abbildung 4: Modell des sechsjährigen Jungen des Virtual-Family-Projektes

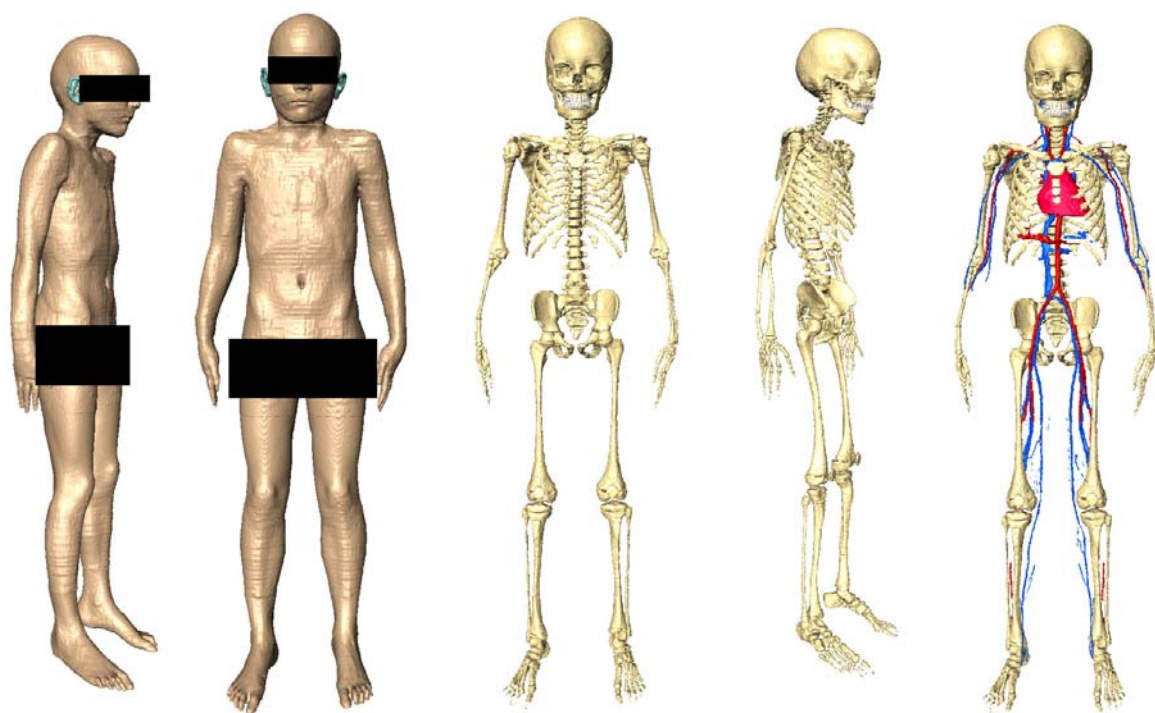


Abbildung 5: Modell des achtjährigen Mädchens dieses Projektes

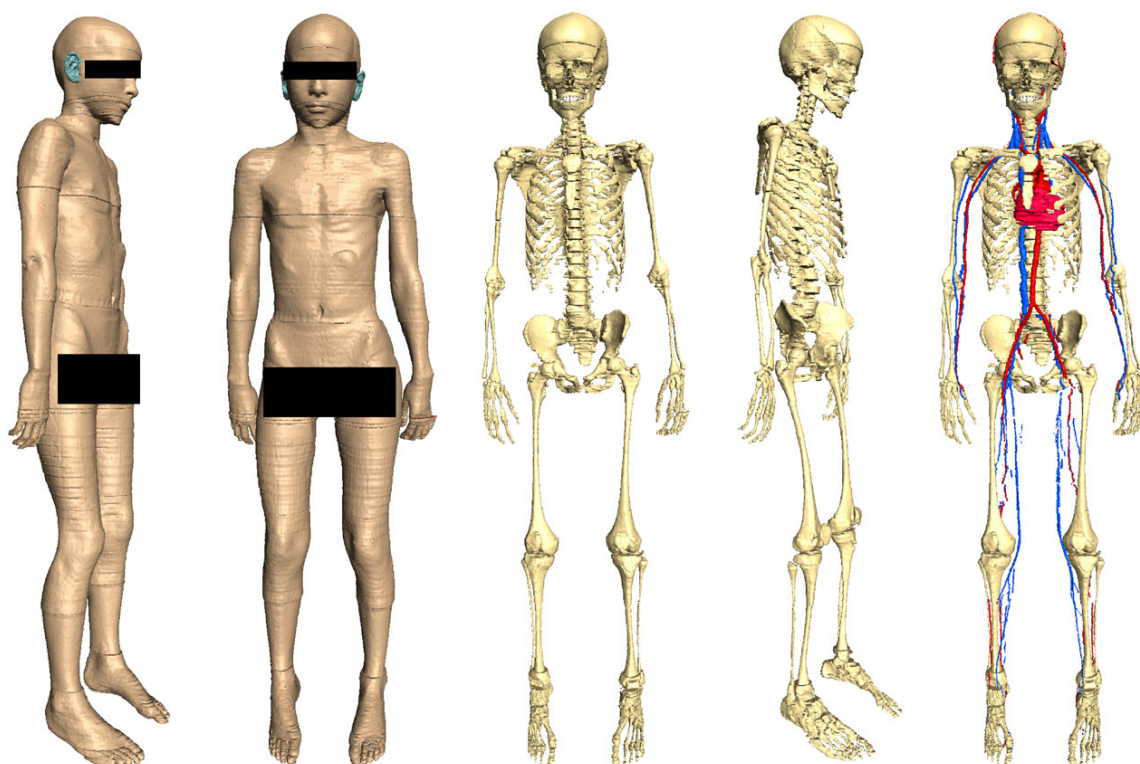


Abbildung 6: Modell des elfjährigen Mädchens des Virtual-Family-Projektes

## Literatur

- [1] ICNIRP, “Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic and electromagnetic fields (up to 300 GHz)”, *Health Physics*, vol. 74, pp. 494–522, 1999.
- [2] 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.
- [3] 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.
- [4] IEC, *IEC 62209 Part 1, Human Exposure to Radio Frequency Fields from Handheld and Body-Mounted Wireless Communication Devices - Human Models, Instrumentation and Procedures, Part 1: Procedure to determine the Specific Absorption Rate (SAR) for Handheld Devices used in close proximity to the ear (Frequency Range of 300 MHz to 3 GHz)*, International Electrotechnical Commission (IEC), IEC Technical Committee 106, Geneva, Switzerland, Feb. 2005.
- [5] 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.
- [6] 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.
- [7] Patrick A. Mason, William D. Hurt, Thomas J. Walters, John A. D’Andrea, Peter Gajsek, Kathy L. Ryan, David A. Nelson, Kristen I. Smith, and John M. Ziriak, “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.
- [8] 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.
- [9] 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.
- [10] Andreas Christ, Wolfgang Kainz, Eckhart Hahn, Katharina Honegger, Jianxiang Shen, Wolfgang Rascher, Rolf Janka, Werner Bautz, Berthold Kiefer, Peter Schmitt, Hans-Peter Hollenbach, Ji Chen, Anthony Kam, Esra Neufeld, Michael Oberle, and Niels Kuster, “The “Virtual Family” Project - Development of anatomical whole-body models of two adults and two children”, in *Proceedings of the 23rd Annual Review of Progress in Applied Computational Electromagnetics (ACES) 2007*, Verona, Italy, March 2007, Session 16: Modeling of Biomedical Problems - 1 (March 21).

- [11] 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).
- [12] 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.
- [13] Choonsik Lee and Jai-Ki Lee, “Computational anthropomorphic phantoms for radiation protection dosimetry: Evolution and prospects”, *Nuclear Engineering and Technology*, vol. 38, no. 3, pp. 239–250, Apr. 2006.
- [14] 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.
- [15] 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.
- [16] 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.
- [17] 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.
- [18] 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.
- [19] 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.
- [20] Claudio R. Fernández, Giovani 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.
- [21] 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.
- [22] 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.
- [23] 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.

- [24] 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.
- [25] 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.
- [26] 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.
- [27] 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.
- [28] 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.
- [29] 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.