



**Forschungsvorhaben**

**Entwicklung eines praktikablen rechentechnischen Verfahrens  
zur Ermittlung der tatsächlichen Exposition in komplizierten  
Immissionsszenarien mit mehreren verschiedenartigen HF-Quellen**

**Abschlussbericht**

im Auftrag des

**Bundesamtes für Strahlenschutz  
38201 Salzgitter**

**Prof. Dr.-Ing. Volkert Hansen, Dipl.-Ing. Hervé Ndoumbè Mbonjo Mbonjo,  
Dr.-Ing. Joachim Streckert, Dipl.-Ing. Yi Zhou**

Der vorliegende Abschlussbericht stellt eine Fortschreibung  
des Zwischenberichts zum 31. August 2007 dar und ersetzt diesen.

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.

Das Forschungsvorhaben stellt eine Ergänzung des BMBF-Vorhabens "Minimierung der Immission künftiger Funkdienste (kurz: miniWatt II-technischer Teil)" dar.

## Abstract (deutsch)

Ziel dieses Projektes war es, ein Verfahren zur Verfügung zu stellen, mit dem die Belastung beim gleichzeitigen Einwirken unterschiedlicher Quellen auf eine Person auf der Basis der Spezifischen Absorptionsrate ( $SAR = P_V/m$ ;  $m$ : Gewebemasse,  $P_V$ : Verlustleistung in Volumen mit Masse  $m$ ) möglichst gut abgeschätzt werden kann, ohne eine feldtheoretische Analyse des Gesamtszenarios durchführen zu müssen.

Das entwickelte praktikable Rechenverfahren ist modular aufgebaut, damit eine beliebige Erweiterung um neue Quellen und Personenmodelle ermöglicht wird, und stützt sich auf einen umfangreichen Katalog von Verteilungen der Verlustleistung  $P_V$  im menschlichen Körper für verschiedene Expositionsszenarien mit Einzelquellen, der in unabhängigen Voruntersuchungen mit Hilfe numerischer Feldberechnungen ermittelt wurde.

Im Rahmen des Projektes wurden die  $P_V$ -Verteilungen für folgende Quellen bzw. Einzelszenarien bereitgestellt:

### Körper berührende Quellen:

- Handy am rechten Ohr für GSM900 und GSM1800

### Körpernahe Quellen (Datenimport aus externem Projekt):

- Notebook mit GPRS-, UMTS-, W-LAN- oder Bluetooth-Schnittstelle (900, 1950, 2450 MHz) auf dem Schreibtisch (sitzende Person)
- Notebook mit GPRS-, UMTS-, W-LAN- oder Bluetooth-Schnittstelle (900, 1950, 2450 MHz) auf den Oberschenkeln (Laptop, sitzende Person)
- W-LAN-Router (2450 MHz) auf Schreibtisch oder Fußboden (sitzende Person)
- W-LAN-Router (2450 MHz) wandmontiert oder auf dem Fußboden (stehende Person)
- Basisstation für DECT-Schnurlostelefon (1900 MHz) mit und ohne Mobilteil auf dem Schreibtisch (sitzende und stehende Person)

### Körperferne Quellen:

- Basisstationen für TETRA/GSM/DECT/UMTS (450, 900, 1800, 1900, 2100 MHz) (sitzende und stehende Person)
- W-LAN-Router (2450 MHz) (sitzende und stehende Person)
- DVB-T-Fernsehsender (700 MHz) (sitzende und stehende Person)
- Mittelwellen-Rundfunksender (500 kHz) (sitzende und stehende Person).

Es wurden insgesamt ca. 850 Dateien mit den  $P_V$ -Verteilungen für die aufgelisteten Szenarien erstellt, sodass durch Kombination zahlreiche nutzerspezifische Situationen hinsichtlich ihres Expositionspotenzials bewertet werden können.

Außerdem wurden alle Details des modularen Konzepts, wie die zu verwendenden Ausbreitungs- und Kanalmodelle, die Berücksichtigung von Reflexionen, die Feldeinkopplung durch Fensteröffnungen, die Anzahl von Einfallrichtungen homogener ebener Wellen auf das Körpermodell, die Näherung bei unbekannter Polarisierung, die Bestimmung der Teilkörper-SAR (10g-Würfel) usw., implementiert, um jeweils das dem Frequenzbereich und der Umgebung adäquate Modell anwenden zu können.

Die Demonstration des Verfahrens wird im Abschlussbericht an einem indoor- und einem outdoor-Szenario mit 6 bzw. 7 HF-Quellen unter Annahme der höchsten in der Praxis denkbaren Sendeleistungen vorgenommen.

Wie erwartet, stellt sich heraus, dass die sehr dicht am Körper arbeitenden Endgeräte (Handy, Laptop (GPRS)) die höchsten Teilkörper-SAR-Werte in den Gliedmaßen (Hand, die das Handy hält, bzw. Oberschenkel) hervorrufen, sodass die ICNIRP-Basisgrenzwerte teilweise zu einem erheblichen Teil ausgeschöpft werden (38% bis 97,5%). Andererseits bleiben die für alle betrachteten Quellen kumulierten Ganzkörper-SAR-Werte unterhalb von 10% des Grenzwertes mit einem höchsten Beitrag von 7,2% durch den Laptop, während für die Teilkörper-SAR in Kopf und Rumpf in keinem Fall eine Grenzwertausschöpfung von 2% überschritten wird.

## Abstract (english)

The goal of this research project was the development of a practicable computational procedure for the determination of the actual exposure of a person to multiple radio frequency (rf) sources on the basis of the specific absorption rate ( $SAR = P_D/m$ ;  $m$ : tissue mass,  $P_D$ : dissipated power in volume of mass  $m$ ) without the necessity to perform numerical calculations of electromagnetic fields.

The procedure makes use of a modular concept in order to enable the consideration of new sources or other body models and is essentially based on a bulky catalogue of datasets for the dissipated power  $P_D$  within the human body in exposure scenarios with single sources which has been prepared in advance by means of numerical computations.

Within the project the  $P_D$  distributions for the following sources and scenarios were provided:

### Sources in touch with the body:

- Mobile phone for GSM 900 MHz and GSM 1,800 MHz at the right ear

### Sources near to the body (imported data from an external project):

- Notebook with PCMCIA card or USB stick transmitting GPRS, UMTS, W-LAN oder Bluetooth signals (900, 1,950, 2,450 MHz) on the desk (sitting person)
- Notebook with PCMCIA card or USB stick transmitting GPRS, UMTS, W-LAN oder Bluetooth signals (900, 1,950, 2,450 MHz) on the lap (laptop, sitting person)
- W-LAN router (2,450 MHz) on the desk or floor (sitting person)
- W-LAN-Router (2,450 MHz) mounted to the wall or on the floor (standing person)
- DECT base station (1,900 MHz) with and without mobile on the desk (sitting and standing person)

### Sources far from the body:

- Base station for TETRA/GSM/DECT/UMTS (450, 900, 1,800, 1,900, 2,100 MHz) (sitting and standing person)
- W-LAN router (2,450 MHz) (sitting and standing person)
- DVB-T broadcasting station (700 MHz) (sitting and standing person)
- AM broadcasting station (500 kHz) (sitting and standing person).

Altogether, approx. 850 files with  $P_D$  data for the mentioned scenarios have been developed which can be combined to assess numerous user-specific situations.

Moreover, all the details of the modular concept, such as propagation and channel models, consideration of reflections, window penetration, number of propagation directions of uniform plane waves towards the body models, handling of unknown polarization, determination of localized SAR (10 g cube) and so on, were implemented in order to apply the adequate model according to the specific frequency range and environment.

The practicable computational procedure is demonstrated in the final report for two multiple exposure scenarios with 6 (indoor) respective 7 (outdoor) rf sources, assuming the highest imaginable output powers for each system.

It turns out that – as expected – the terminals operated in close proximity to the body (mobile phone, laptop (GPRS)) yield the highest values for the localized SAR in the limbs (hand holding the mobile and thigh, respectively) which exploit the basic restrictions according to the ICNIRP guidelines to a substantial degree (between 38% and 97.5%). On the other hand, the whole-body average SAR cumulated from all sources remains below 10% of the limit with a major contribution of 7.2% from the laptop, while the localized SAR in head and trunk (single as well as cumulated) never exceeds 2%.

# Inhaltsverzeichnis

<b>Abstract (deutsch)</b>	<b>3</b>
<b>Abstract (english)</b>	<b>4</b>
<b>Einleitung</b>	<b>6</b>
<b>AP 1 Bewertende Literaturstudie</b>	<b>6</b>
<b>AP 2 Modulares Konzept für ein praktikables Rechenverfahren zur Bestimmung der Exposition</b>	<b>7</b>
2.1 Prinzipielle Vorgehensweise	7
2.2 Festlegung und Beschreibung der Module	8
2.2.1 Modul A	9
2.2.1.1 Quellen in Körperkontakt (Modul A 1.1)	9
2.2.1.2 Körpernahe Quellen (Modul A 1.2)	9
2.2.1.3 Körperferne Quellen (Modul A 1.3)	10
2.2.2 Modul B	12
2.2.2.1 Quellenauswahl und –spezifizierung	12
2.2.2.2 Ausbreitungs- und Kanalmodelle	15
2.2.2.3 Quellenspezifische SAR-Gewichtung	20
2.2.3 Modul C	21
2.2.3.1 Konzept zur Bewertung der Gesamt-SAR	21
2.2.3.2 Überlagerung verschiedener $P_v$ –Verteilungen	21
2.2.3.3 Bestimmung der Gesamt-SAR	22
2.2.3.4 Vergleich mit Grenzwerten	22
2.3 Körpermodelle	23
<b>AP 3 Ermittlung eines Katalogs von SAR-Werten für den oberen Frequenzbereich</b>	<b>24</b>
3.1 Exposition durch körperberührende Quellen	24
3.2 Körpernahe Exposition: Verarbeitung von Ergebnissen aus dem Forschungsvorhaben [BfS 2006]	24
3.3 Körperferne Quellen: 'outdoor'	26
3.4 Körperferne Quellen:'indoor'	27
<b>AP 4 Ermittlung eines Katalogs von SAR-Werten für den unteren Frequenzbereich</b>	<b>37</b>
4.1 Körpernahe Exposition (falls marktrelevant)	37
4.2 Körperferne Quellen: 'outdoor' / 'indoor'	37
<b>AP 5 Anwendung des Verfahrens</b>	<b>40</b>
5.1 Untersuchung eines 'indoor'-Szenarios mit bis zu 6 HF-Strahlungsquellen	40
5.2 Untersuchung eines 'outdoor'-Szenarios mit bis zu 7 HF-Strahlungsquellen	43
5.3 Fazit und Genauigkeit des Verfahrens	46
5.4 Bewertung der in "miniWatt II" zur Expositionsminimierung erarbeiteten Vorschläge	50
<b>Zusammenfassung</b>	<b>52</b>
<b>Summary</b>	<b>54</b>
<b>Literatur</b>	<b>56</b>
<b>Anhang</b>	<b>58</b>
Anhang A: Herleitung der Gleichungen 6a und 6b des Zweistrahlmmodells	59
Anhang B: Auswahl der Ausbreitungsmodelle und Okumura-Hata- bzw. COST-Hata-Formeln	65
Anhang C: Bestimmung des Einkopplungsfaktors $K_f$ durch eine Fensteröffnung	68
Anhang D: Bestimmung der über 10 g würfelförmige Gewebemasse gemittelten Teilkörper-SAR	76
Anhang E: Tabellen der für die Berechnungen verwendeten Materialdaten $\epsilon_r$ , $\kappa$ , $\rho$ der biologischen Gewebe und der technischen Bauelemente	78

## Einleitung

Die zunehmende mobile Kommunikation im beruflichen und privaten Umfeld geht einher mit einer steigenden Zahl verschiedenartiger Quellen hochfrequenter elektromagnetischer Felder. Die daraus für den Einzelnen resultierende Gesamtexposition kann sich somit aus Beiträgen sehr unterschiedlicher Endgeräte und Sendeanlagen - beispielsweise weit entfernter Rundfunk- oder Mobilfunkantennen, körpernah betriebener Notebook-Funkschnittstellenkarten und den Körper berührender mobiler Handgeräte - mit Signalen sehr unterschiedlicher Trägerfrequenzen und Modulationsarten zusammensetzen. Ziel dieses vom 1.12.2006 bis zum 30.11.2007 bearbeiteten Projektes ist es, ein praktikables Rechenverfahren zu entwickeln, mit dem die Gesamtbelastung einer einzelnen Person durch Feldquellen im Frequenzbereich  $100 \text{ kHz} \leq f \leq 10 \text{ GHz}$  auf der Basis der Spezifischen Absorptionsrate (SAR) für reale Situationen mit einer vernünftigen Sicherheit abgeschätzt werden kann.

### AP 1 Bewertende Literaturstudie

Die Aufgabe in diesem Arbeitspaket bestand darin, nach Verfahren zur Behandlung multipler Felder zu recherchieren und diese ggfs. hinsichtlich ihrer Tauglichkeit für die vorliegende Aufgabenstellung zu bewerten. Die Literatursuche erstreckte sich dabei auf Fachjournale, Konferenzbeiträge, Normen und Projektberichte. Die Durchsicht der verfügbaren Literatur zeigte, dass die Erkenntnislage im Hinblick auf die hier zu bearbeitende Fragestellung wenig ergiebig ist:

Außer einigen Einzelfallrechnungen zur Exposition von Personen durch mehrere in unmittelbarer Nachbarschaft gleichzeitig betriebene Handys (z.B. [Siegbahn et al. 2006]) konnten keine die Fragestellung tangierenden Publikationen identifiziert werden.

In internen Berichten verschiedener Forschungsprogramme wurde vorgeschlagen, die von mehreren Quellen zeitgleich zur Immission beitragenden Felder zu überlagern und die in vielen Normungsempfehlungen fixierten Referenzwerte der elektrischen und magnetischen Feldstärken bzw. Leistungsdichten zur Beurteilung der Exposition heranzuziehen. Da diese aber auf Feldgrößen in Luft und nicht auf elektromagnetischen Feldern im Körper bzw. auf SAR-Verteilungen basieren, ist die Vorgehensweise zur Lösung der hier vorliegenden Aufgabe ungeeignet.

Auch die heute schon verabschiedeten oder als Entwurf vorliegenden Standards und Normen geben für die neue Situation multipler Quellen keine detaillierte Anleitung zum Handeln, abgesehen von den allseits bekannten, in vielen normativen Vorschriften enthaltenen Summationsformeln für die von verschiedenen Quellen bei unterschiedlichen Frequenzen erzeugten SAR-Werte, die auch die Basis für das zu entwickelnde Verfahren bilden müssen (z.B. [ICNIRP 1998]):

$$\sum_{i=100\text{kHz}}^{10\text{GHz}} \frac{\text{SAR}_i}{\text{SAR}_L} \leq 1 \quad (1)$$

$\text{SAR}_i$ : Spezifische Absorptionsrate, bedingt durch die Exposition bei Frequenz  $i$

$\text{SAR}_L$ : frequenzunabhängiger Grenzwert der Spezifischen Absorptionsrate

Gl. 1 gibt nur den für den hier behandelten Frequenzbereich relevanten Term der entsprechenden Formel (Gl. 6) aus der zitierten Quelle wieder (ohne den Summenterm über die Leistungsdichte). Außerdem ist die Formel in dieser von ICNIRP angegebenen vereinfachten Schreibweise unmittelbar nur auf den Ganzkörper-SAR-Wert anwendbar; das Auffinden des aus multipler Exposition resultierenden Teilkörper-SAR-Wertes erfordert dagegen die Überlagerung der vollständigen lokalen SAR-Verteilungen im menschlichen Körper, die von den einzelnen Feldquellen verursacht werden, und die anschließende Bestimmung des auf 10 g Gewebemasse bezogenen Maximums.

Am 12.7.2007 wurde eine Empfehlung der Strahlenschutzkommission veröffentlicht [SSK 2007], die drei Regeln enthält, mit denen in der Praxis die Problematik der Grenzwert-Ausschöpfung durch eine einzelne Quelle eingeschränkt wird und eine Grenzwertüberschreitung im Falle multipler Quellen mit hoher Wahrscheinlichkeit vermieden werden soll. Auch darin wird aber kein praktikables Verfahren vorgeschlagen, mit dem die Ausschöpfung der Basisgrenzwerte durch "Analysen/Messungen nach anerkanntem Stand der Technik und Wissenschaft" zu ermitteln wäre.

## AP 2 Modulares Konzept für ein praktikables Rechenverfahren zur Bestimmung der Exposition

### 2.1 Prinzipielle Vorgehensweise

Wie in AP 1 ausgeführt, liegt eine Methode für eine praktikable Bestimmung der Exposition bei Vorhandensein mehrerer Quellen bisher nicht vor. In diesem Arbeitspaket wird deshalb eine methodische Vorgehensweise entwickelt, mit der beispielsweise die Exposition von Personen in einem Szenario, wie es in Bild 1 skizziert ist, näherungsweise analysiert werden kann.

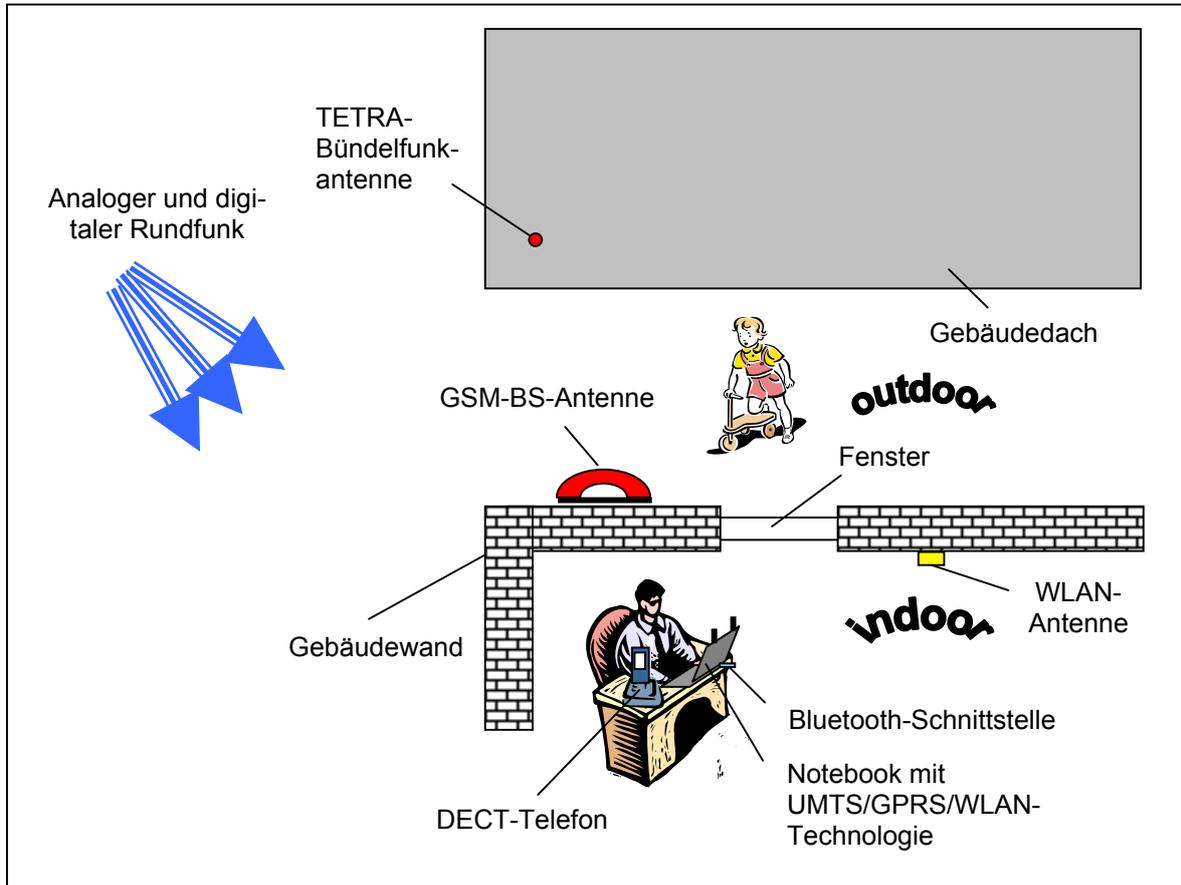


Bild 1: Beispiel für ein kompliziertes Immissionszenario mit verschiedenartigen HF-Quellen

Bei dem Versuch einer quantitativen Abschätzung erkennt man schnell, dass es nicht möglich ist, in Anbetracht der Vielfalt der denkbaren Anordnungen multipler Quellen in Relation zum Menschen alle Kombinationen durch Einzelfallrechnungen bestimmter Konfigurationen abzuhandeln. Vielmehr muss das komplexe Gesamtproblem in einzelne Blöcke aufgeteilt werden, indem unterschiedliche Quellen geeigneten Gruppen zugeordnet und ihre Auswirkungen auf den Menschen (Körperfelder bzw. SAR-Verteilungen) in weiteren modularen Schritten bestimmt werden. Dabei kann ein praktikables Verfahren dem Anwender nicht zumuten, dass er sich in Expertenwissen voraussetzende komplexe Feldlöser bzw. kommerzielle Programmpakete zur SAR-Berechnung einarbeitet. Angestrebt wurde daher eine Methodik, bei der für eine begrenzte Anzahl typischer Expositionsszenarien mit Einzelquellen räumliche Verteilungen der absorbierten Leistung  $P_V$  mit Hilfe anatomischer Computermodelle des menschlichen Körpers vorab von Fachleuten ermittelt und in Form einer Datensammlung abgelegt werden. Dann muss durch den Nutzer des Verfahrens, der in Bezug auf numerische Feldberechnungsverfahren Laie sein darf, lediglich eine geeignete Auswahl der jeweils relevanten Quellen bzw. Expositionssituationen sowie eine rechnerunterstützte Gewichtung der bereits bekannten  $P_V$ -Verteilungen vorgenommen werden. Durch Überlagerung der Einzelverteilungen erfolgt schließlich die Berücksichtigung der gemeinsamen Wirkung dieser Beiträge. Nach Bezug der Verlustleistung  $P_V$  auf die Gewebemasse  $m$  (für den gesamten Körper oder für 10 g-Teilkörperbereiche) werden die resultierenden SAR-Werte einem Vergleich mit den entsprechenden Grenzwerten unterzogen. Mit Hilfe einer solchen katalogähnlichen Aufbereitung kann eine konkrete Situation rasch beurteilt werden.

Es kann nicht erwartet werden, dass in der Entwicklungsphase des Verfahrens bereits ein vollständiger Katalog präsentiert werden kann. Selbst wenn man alle weltweit bisher gerechneten Fälle zusammen-

stellen könnte, würde die Datensammlung noch Lücken aufweisen. Allerdings wird der Katalog so gestaltet, dass er die Auswirkungen nicht nur der jetzt vorhandenen und schon konzipierten Dienste erfassen kann, sondern auch offen ist für neue Techniken und die damit verbundenen Quellen, sodass er auch auf in Zukunft auftretende verschiedenartigste Expositionssituationen schnell und zuverlässig angewendet werden kann. Das Auffüllen des Katalogs mit neuen Daten erfordert dann feldtheoretische Fachkenntnisse. Im Rahmen des Vorhabens werden die Elemente des Katalogs entsprechend der Beauftragung exemplarisch erstellt bzw. aus geeigneten Quellen übernommen. Zur Unterscheidung von „exakten“ Berechnungsmethoden für die SAR wird das hier zu entwickelnde „vereinfachte Praxisverfahren“ im Folgenden als „praktikables Rechenverfahren (PRV)“ bezeichnet.

## 2.2 Festlegung und Beschreibung der Module

Das praktikable Rechenverfahren besteht aus drei Hauptmodulen, die gemäß Bild 2 durch die Begriffe

- A.  $P_V$ -Katalog
- B. Quellen- und Umgebungsspezifikation sowie
- C. Expositionsbewertung

charakterisierbar sind.

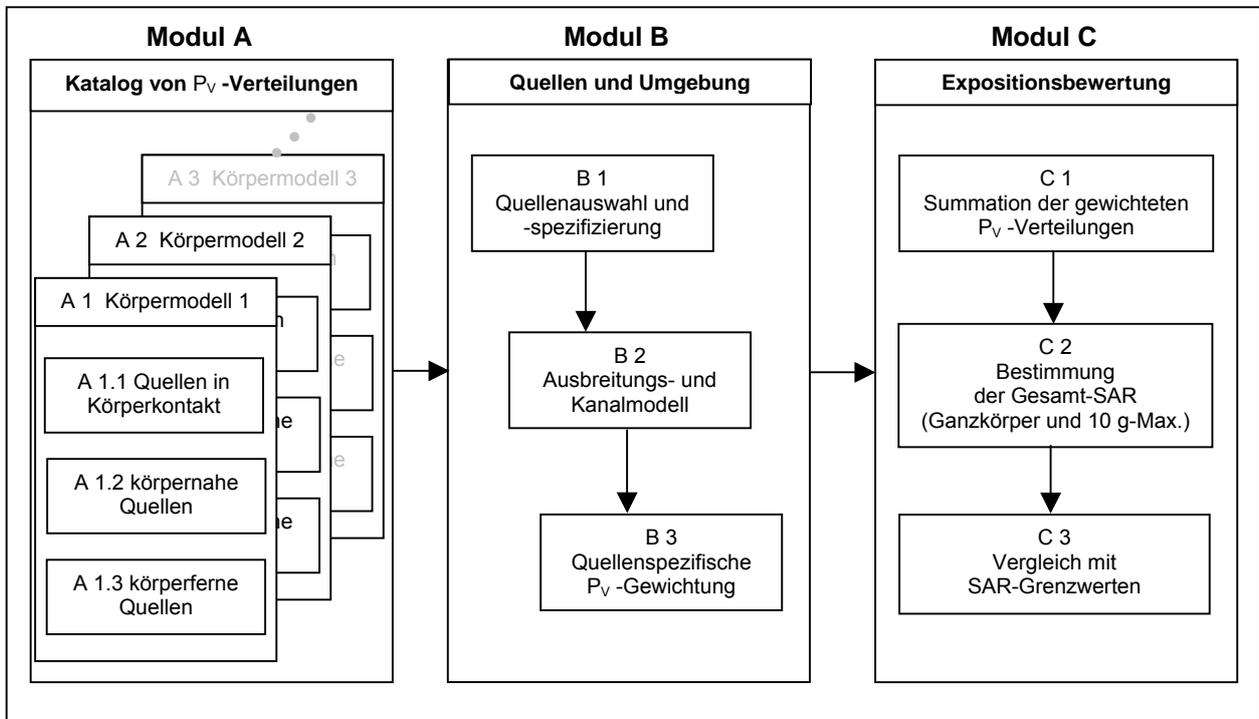


Bild 2: Hauptmodule des Rechenverfahrens

Modul A enthält eine Datenbank mit den für die zugrundegelegten Körpermodelle berechneten Verteilungen der normierten lokalen Verlustleistung  $P_V$ , die nach den verursachenden Emissionsquellen gemäß der Kriterien „Körperkontakt“ (A 1.1), „körpernah“ (A 1.2) und „körperfern“ (A 1.3) gruppiert sind (s. 2.2.1). Wegen des definitionsgemäßen Zusammenhangs zwischen absorbierte Leistung und Spezifischer Absorptionsrate

$$SAR = P_V / m \quad (2)$$

lässt sich bei bekannter Ortsabhängigkeit der Gewebemasse  $m$  im Körpermodell die SAR jederzeit aus der ortsabhängigen Verlustleistung bestimmen. Durch die Abspeicherung von Verlustleistungswerten ergibt sich eine höhere Flexibilität, da die Spezifische Absorptionsrate später über Bereiche mit unterschiedlicher lokaler Gewebemasse  $m$  gemittelt werden muss.

In Modul B werden die zu berücksichtigenden Quellen nach Spezifizierung durch den Nutzer den geeigneten Verteilungen aus Modul A zugeordnet. Um die Daten im Hinblick auf die unterschiedlichen Sendegeräte und -anlagen sowie auf die Umgebungseinbettung der Person und der Quellen adäquat zu gewichten, wird - mit Hilfe bewährter Ausbreitungs- und Kanalmodelle - eine Analyse des Übertragungsweges vorgenommen (s. 2.2.2).

In Modul C werden die mit den in Modul B ermittelten Gewichtungsfaktoren bewerteten  $P_V$ -Verteilungen für den ganzen Körper bzw. für Teilkörperbereiche mit 10 g Gewebemasse aufaddiert und auf die jeweilige Masse bezogen, um die Gesamtkörper-SAR und das Maximum der Teilkörper-SAR zu bestimmen und diese mit den entsprechenden Grenzwerten zu vergleichen (s. 2.2.3).

Im Folgenden werden die Modul Inhalte detaillierter beschrieben.

## 2.2.1 Modul A

### 2.2.1.1 Quellen in Körperkontakt (Modul A 1.1)

Im Extremfall arbeiten die Strahlungsquellen in unmittelbarem Kontakt zum Körper, z.B. wenn ein Handy direkt an den Kopf gehalten wird oder wenn sich ein Endgerät unmittelbar am Gürtel befindet.

Für den zweiten Fall wurden in dem Vorhaben „Exposition durch körpernahe Sender im Rumpfbereich“ [Christ et al. 2006], das ebenfalls zum „Deutschen Mobilfunk Forschungsprogramm“ gehört, mit einem „Walkie-Talkie“ bei 450 MHz und einem 900/1950 MHz-Zweiband-Handy auch für Strahlungsquellen in Gürtelhöhe SAR-Berechnungen durchgeführt. Allerdings wurden im Abschlussbericht aufgrund des dort verfolgten Untersuchungsziels lokale SAR-Werte nur organspezifisch bzw. für körperoberflächennahe 10 g-Mittelungsvolumina „über dem entsprechenden Organ“ angegeben, sodass die hier benötigten Informationen über die Ganzkörper-SAR sowie über Lage und Betrag des maximalen lokalen SAR-Wertes nicht entnommen werden können.

Für den Fall des am Kopf positionierten Handys wurde unter dem Titel „Minimierung der SAR mobiler Endgeräte“ eine Untersuchung im Rahmen des Forschungsvorhabens „miniWatt II“ [miniWatt II 2007] durchgeführt (Arbeitspaket 2.1). Anhand der für Vergleichszwecke an homogenen Modellen ermittelten Mess- und Rechenergebnisse ist eine Ergänzung der hier zu erstellenden Datenbank um die benötigten SAR-Verteilungen im anatomischen Körpermodell aber daraus nicht ableitbar.

Zur Erweiterung des Katalogs müssen die von Quellen in Körperkontakt verursachten Spezifischen Absorptionsraten bzw. Verlustleistungen in jedem Fall durch numerische Analysen von Einzelszenarien ermittelt werden, sodass schließlich mindestens für Handys der in unterschiedlichen Frequenzbereichen betriebenen gängigen Mobilfunknetze Daten hinterlegt werden können. Obwohl zu dieser Quellenart keine eigenen Untersuchungen mit realitätsgetreuer Quellenmodellierung vorgesehen waren, hat der Auftragnehmer Berechnungen der Absorption bei 900 MHz und 1800 MHz unter Verwendung der vom IMST in [miniWatt II 2007] beschriebenen generischen Handymodelle mit 'patch'-Antennen, positioniert am Kopf des anatomischen Menschmodells und ergänzt durch ein einfaches, das Handy berührende Handmodell, durchgeführt. Hier kann später der Vorteil des modularen Aufbaus des entwickelten praktikablen Rechenverfahrens zum Tragen kommen, dass Daten für noch fehlende bzw. nicht mehr aktuelle Quellenkonfigurationen einfach ergänzt bzw. ersetzt werden können.

Alle abgespeicherten Verlustleistungen dieses Moduls wurden auf eine Sendeleistung des Endgeräts von 1 W (CW) normiert, um bei davon abweichenden Leistungen die tatsächliche Exposition einer Person durch nachträgliche Umnormierung bestimmen zu können.

### 2.2.1.2 Körpernahe Quellen (Modul A 1.2)

Unter körpernahen Quellen werden hier alle Hochfrequenzsender verstanden, die den Körper des Nutzers zwar nicht berühren, jedoch in geringem Abstand, typischerweise in Griffweite platziert sind. Im heutigen Büro- und Haushaltsumfeld werden dies typischerweise Basisstationen von Schnurlostelefonen (heute meist nach DECT-Standard) und Notebooks mit Einsteckkarten zum Betrieb mobiler Kommunikationsdienste sein, die im Normalfall innerhalb einer Armlänge auf dem Schreibtisch stehen oder vorübergehend auf den Oberschenkeln abgestützt werden. Auch W-LAN-Router findet man häufig nahe an Arbeitsplätzen. Zur Berücksichtigung der Exposition durch diese und andere körpernahe Quellen werden exemplarisch Ergebnisse aus dem Forschungsvorhaben [BfS 2006] des Bundesamtes für Strahlenschutz im Zuge des „Deutschen Mobilfunk Forschungsprogramms“ verwendet, das ebenfalls durch die Bergische Universität Wuppertal bearbeitet wurde.

Darin werden durch numerische Berechnungen mit Hilfe des Finite Difference Time Domain (FDTD)-Verfahrens SAR-Verteilungen ermittelt, wobei das Lösungsvolumen für die elektromagnetischen Felder sowohl das Endgerät (beispielsweise das Notebook mit Bluetooth-Adapter) als auch ein anatomisch korrektes Personenmodell (s. 2.3) enthält.

Wie in Modul A 1.1 wird auch bei körpernahen Quellen auf Einzelfallberechnungen für die genannten Körpermodelle in Kombination mit verschiedenen, möglichst realistisch modellierten Endgeräten - ggfs. auch unter Berücksichtigung von Umgebungseinflüssen - zurückgegriffen. Für die detaillierte Beschreibung und Positionierung dieser Quellen wird auf den Abschlussbericht zum Forschungsvorhaben [BfS 2006] verwiesen.

Die daraus ermittelten Rohdaten für die Verlustleistung  $P_V$  können nur nach einer erheblichen Reduzierung der Datenmenge in den Katalog des praktikablen Rechenverfahrens einfließen. Der nächste Abschnitt enthält auch zu dieser Problematik konkrete Erläuterungen. Normierungsgröße für die  $P_V$ -Werte ist wieder die Einheitsleistung (1 W CW), bezogen auf das Endgerät.

### 2.2.1.3 Körperferne Quellen (Modul A 1.3)

Für die hier interessierenden Quellen, die weiter als die in Abschnitt 2.2.1.2 behandelten von einer Person entfernt betrieben werden, liegen in der Regel Fernfeldbedingungen vor. Eine exakte Festlegung des Abstands, oberhalb dessen Fernfeldbedingungen erfüllt sind, hängt von vielen Parametern ab. Jedoch können diejenigen Endgeräte, die sich typischerweise im Bereich zwischen 1 m und 10 m befinden (Beispiel: W-LAN-Router), aufgrund ihrer relativ hohen Betriebsfrequenzen und Einrichtungen wie Rundfunksender und Mobilfunk-Basisstationen aufgrund des großen physikalischen Abstandes als gut durch ihr Fernfeld charakterisierbar eingestuft werden. Die Vorgehensweise kann sich dabei an der eines der verbreiteten Verfahren zur Feldanalyse orientieren, bei dem der Einfluss von Strahlungsquellen sowie reflektierte und gebeugte Felder üblicherweise durch die asymptotische Lösung beschrieben werden. Die Wirkung auf den Körper ist somit durch Überlagerung der durch homogene ebene Wellen unterschiedlicher Frequenzen, Einfallswinkel und ggfs. Polarisationsrichtungen verursachten  $P_V$ -Verteilungen erfassbar.

Modul A 1.3 enthält also einen Katalog von Datenfeldern mit  $P_V$ -Verteilungen, der im Rahmen des Projektes durch numerische Berechnungen mit hoch aufgelösten anatomischen Körpermodellen (s. 2.3) erstellt wurde (vgl. AP 3 und AP 4) und der auch später fortlaufend durch weitere  $P_V$ -Daten ergänzt werden kann, falls beispielsweise neue Szenarien mit anderen Geräten oder Sendeanlagen, anderen als den im Rahmen dieses Vorhabens exemplarisch betrachteten Frequenzen oder anderen Personenmodellen behandelt werden sollen.

Das Verfahren zur Bestimmung der  $P_V$ -Werte weicht von der für das vorherige Modul verwendeten Umsetzung der FDTD-Methode insofern ab, als die auf das Körpermodell einfallenden Felder zunächst durch Ersatzquellen beschrieben werden. In [Bitz 2004] wird eine an der Universität Wuppertal entwickelte Methode erläutert, bei der die von realen Quellen erzeugten Feldverteilungen mit einem integralen Verfahren der Feldtheorie berechnet werden, woraus in unmittelbarer Umgebung eines Körpermodells elektrische und magnetische Huygens-Quellen generiert werden können, die als Startgrößen für den danach anzuwendenden üblichen FDTD-Algorithmus zur Bestimmung der Feld- und  $P_V$ -Verteilungen im Körper dienen. Im hier vorliegenden Fall müssen keine realen Quellen definiert werden, da die Felder durch die Verwendung homogener ebener Wellen bereits bekannt sind und nach [Taflove 2000, Bitz 2004] unmittelbar in die zugehörigen Huygens'schen Ersatzströme auf einer das Menschmodell umgebenden quaderförmigen Hüllfläche umgerechnet werden können. Bei der Bestimmung der Feldverteilungen im Menschmodell für niedrige Frequenzen (hier: 500 kHz) wird ein modifiziertes FDTD-Verfahren (siehe z.B. [Gandhi and Chen 1992]) angewendet, in dem die numerische Rechnung bei einer höheren Frequenz (hier: 10 MHz) auf gewohnte Weise durchgeführt und erst anschließend eine Transformation der Ergebnisse auf die Zielfrequenz vorgenommen wird. Aufgrund des ungünstig großen Verhältnisses von Wellenlänge zu Körpergröße besteht in einer direkten Rechnung bei kleinen Frequenzen kaum eine Chance, einen stabilen eingeschwungenen Zustand zu erreichen. Die Vorgehensweise wurde in diversen Projekten (z.B. [Gustrau et al. 2000]) angewendet und liefert im Rahmen ihres Gültigkeitsbereichs erfahrungsgemäß sehr zuverlässige Ergebnisse.

Für die Praktikabilität des Rechenverfahrens ist es unbedingt geboten, bei dem erwarteten Umfang der interessierenden Szenarien eine Reduzierung der Datenmenge vorzunehmen, bevor eine Ablage der  $P_V$ -Werte im Katalog erfolgt. Dies kann zum einen dadurch erfolgen, dass die Parametersätze zur Beschreibung der homogenen ebenen Wellen ausgedünnt werden, und zum anderen durch Summierung der mit hoher Auflösung im „exakten“ Verfahren bestimmten  $P_V$ -Werte über größere Volumenbereiche. Die nachstehende Tabelle I gibt in Abhängigkeit von der räumlichen Auflösung der  $P_V$ -Verteilung (bzw. vom SAR-Mittelungsvolumen) eine Abschätzung der Datenmenge und des zugehörigen Speicherbedarfs wieder.

Auflösung bzw. lineare Abmessung des Mittelungsvolumens	Anzahl der Einträge pro Datenblatt	Speicherbedarf pro Datenblatt
1 mm	500.000.000	5,8 GB
4 mm	8.000.000	90 MB
8 mm	1.000.000	12 MB
2 cm	64.000	800 kB

Tabelle I: Speicherbedarf zur Katalogisierung vollständiger SAR-Verteilungen für ein Körpermodell

Geht man von einem Umfang des Katalogs von 500 Datenblättern aus (endgültig wurden im Rahmen des Vorhabens ca. 850  $P_V$ -Datensätze erarbeitet), so leuchtet unmittelbar ein, dass es nicht möglich ist und auch gar nicht sinnvoll wäre,  $P_V$ -Verteilungen aus dem „exakten“ Verfahren, die bei einer linearen räumlichen Auflösung von z.B. 1 mm jeweils mit ca. 500 Millionen Einträgen für die  $P_V$ -Werte und die

Voxelpositionen zu Buche schlagen würden, unverändert in den Katalog mit dann etwa 3 TB Speicherumfang zu übernehmen.

Es wurde daher beschlossen, die mit dem „exakten“ Verfahren bei Auflösungen zwischen 1 und 4 mm pro Voxel berechneten Verlustleistungen für das praktikable Rechenverfahren in Tabellenwerte, die sich auf würfelförmige Volumina von 4 mm Kantenlänge beziehen, zu übertragen. Die damit verbundene Datenmenge wird derzeit als Obergrenze angesehen, die auf normalen PCs mit gängigen Speichermedien noch bewältigt werden kann, ohne dass die Zeiten für die verschiedenen erforderlichen Rechenoperationen (Summation von Tabellen, Ganzkörper-SAR-Bestimmung, Suchalgorithmus für das resultierende 10 g-Maximum der lokalen SAR) unzumutbar lang werden.

In jedem Fall aber muss eine Begrenzung der Anzahl der Parameter erfolgen, für die die Berechnungen durchgeführt werden. Aufgrund der Vereinbarungen mit dem Auftraggeber über die zu untersuchenden Quellen (s. Modul B) ist die Durchführung von SAR-Berechnungen für homogene ebene Wellen bei den Frequenzen  $f = 500 \text{ kHz}$ ,  $450 \text{ MHz}$ ,  $700 \text{ MHz}$ ,  $900 \text{ MHz}$ ,  $1.800 \text{ MHz}$ ,  $1.900 \text{ MHz}$ ,  $2.100 \text{ MHz}$  und  $2.450 \text{ MHz}$  notwendig. Da die Wellen aus unterschiedlichen Richtungen auf eine Person treffen können, wären vordergründig Daten für ein nahezu kontinuierliches Winkelspektrum wünschenswert, was sich aber weder vom Speicherbedarf noch von der Praktikabilität her als machbar und sinnvoll erweist. Konkret werden hier Berechnungen für diskrete Einfallrichtungen bereitgestellt, die - bei  $\varphi = 0^\circ$  beginnend - durch 8 Azimutwinkel im  $45^\circ$ -Abstand und durch die 4 Elevationswinkel  $\alpha = 90^\circ - \theta = 0^\circ, 15^\circ, 30^\circ$  und  $45^\circ$  definiert sind (vgl. Bild 3). Durch diese 32 Richtungen sollten alle in der Praxis als relevant identifizierbaren Fernfelder hinreichend genau repräsentiert sein. Dass zugunsten einer Reduzierung der Datenmenge auf Elevationswinkel  $\alpha < 0^\circ$  weitgehend und  $\alpha > 45^\circ$  durchgängig verzichtet werden kann, wird weiter unten im Zusammenhang mit der Berücksichtigung von Reflexionen in Abschnitt 2.2.2.1 b und mit der Diskussion von Bild 4 kommentiert.

Für die hier allgemein mit dem Einheitsvektor  $\mathbf{e}_\chi$  bezeichnete Polarisationsrichtung der elektrischen Feldstärke des Einfallsfeldes sind jeweils die Fälle  $\mathbf{e}_\chi = \mathbf{e}_\varphi$  und  $\mathbf{e}_\chi = \mathbf{e}_\theta$  zu untersuchen. Dies bedeutet, dass für jede Frequenz-/Einfallrichtungskombination jeweils zwei  $P_V$ -Datensätze bereitgestellt werden, aus denen derjenige für die aktuelle Polarisation ausgewählt werden kann. Lediglich bei homogenen ebenen Wellen, die zur Nachbildung der Fernfelder von solchen realen Quellen verwendet werden, deren Polarisationsrichtung von vorneherein eindeutig feststeht (wie z.B. Mittelwellen-Rundfunksender oder W-LAN-Router in relativ kurzer Entfernung), muss nur jeweils ein Datensatz - in den genannten Beispielfällen der für  $\mathbf{e}_\theta$  - berücksichtigt werden.

Für die Normierung der  $P_V$ -Werte kann hier keine Leistung verwendet werden, da diese Größe für homogene ebene Wellen nicht definierbar ist. Häufig wird die elektrische Feldstärke herangezogen, für die ein bestimmter Wert (z.B.  $1 \text{ V/m eff.}$ ) an einem Referenzpunkt angenommen wird, der zweckmäßigerweise an der späteren Position des Körpermodells liegt. Da die interessierenden SAR-Verteilungen jedoch leistungsorientierte Größen sind, wird hier anstelle der Feldstärke eine Normierung auf eine Leistungsdichte von  $1 \text{ mW/m}^2$  vorgenommen. Der Referenzpunkt entspricht dem Koordinatenursprung in Bild 3 und liegt bei den hier zur Verfügung gestellten Körpermodellen grundsätzlich in  $1,00 \text{ m}$  Höhe über dem Boden.

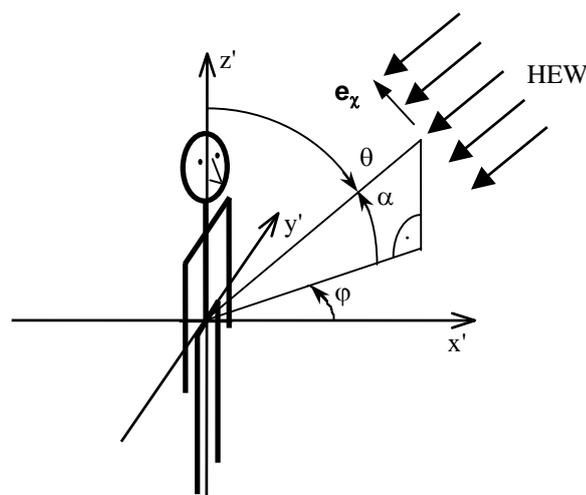


Bild 3: Einfall- und Polarisationsrichtung einer homogenen ebenen Welle (HEW) in Bezug auf das Körpermodell

## 2.2.2 Modul B

### 2.2.2.1 Quellenauswahl und -spezifizierung

Um die im Speicher abgelegten  $P_V$ -Verteilungen für ein konkretes Szenario mit mehreren beteiligten Quellen verwenden zu können, muss durch den Nutzer des praktikablen Rechenverfahrens zunächst eine Verknüpfung der realen Quellen mit den entsprechenden Tabellen erfolgen.

a) Im Fall von Endgeräten mit Körperkontakt und von körpernahen Endgeräten sind die in den Modulen A 1.1 und A 1.2 (bzw. A 2.1 und A 2.2) nach Einzelfallberechnungen hinterlegten  $P_V$ -Verteilungen unmittelbar bestimmten Szenarien zugeordnet und auch entsprechend bezeichnet. Der Nutzer kann mit dem im Rahmen des Vorhabens erarbeiteten Stand des Katalogs auf folgende Konfigurationen zugreifen:

- Handy am rechten Ohr für GSM900 (900 MHz) und GSM1800 (1.800 MHz) (Modul A 1.1, eigene Berechnungen auf Basis von CAD-Handymodellen des IMST, vgl. 2.2.1.1)
- Notebook mit GPRS-, UMTS-, W-LAN- oder Bluetooth-Schnittstelle (900, 1.950, 2.450 MHz) vor am Schreibtisch sitzender Person (Modul A 1.2 externe Berechnungen, vgl. 2.2.1.2)
- Laptop mit GPRS-, UMTS-, W-LAN- oder Bluetooth-Schnittstelle (900, 1.950, 2.450 MHz) auf den Oberschenkeln einer sitzenden Person (Modul A 1.2 externe Berechnungen, vgl. 2.2.1.2)
- W-LAN-Router (2.450 MHz) auf Schreibtisch oder Fußboden vor sitzender Person (Modul A 1.2, externe Berechnungen, vgl. 2.2.1.2)
- W-LAN-Router (2.450 MHz), wandmontiert oder auf Fußboden vor stehender Person (Modul A 1.2, externe Berechnungen, vgl. 2.2.1.2)
- Basisstation für DECT-Schnurlostelefon (1.900 MHz) auf Schreibtisch vor sitzender Person (Modul A 1.2, externe Berechnungen, vgl. 2.2.1.2).

Eine weitere Spezifizierung der Quellen im Nahbereich durch den Nutzer ist – abgesehen von der in Abschnitt b) noch anzusprechenden Sendeleistung der Endgeräte zwecks Umnormierung der  $P_V$ -Werte – nicht vorgesehen. Sollte die Untersuchung von Szenarien gewünscht werden, die sich durch die bereits abgespeicherten Fälle nicht und auch nicht näherungsweise beschreiben lassen, so muss der Katalog durch weitere „exakte“ Berechnungen von Experten um die entsprechenden Datensätze erweitert werden.

b) Bei körperfernen Quellen werden die für homogene ebene Wellen in Modul A 1.3 abgelegten Datensätze verwendet, wobei je nach Szenario nur eine oder auch die Kombination mehrerer Tabellen zur Abschätzung der durch eine Quelle erzeugten Verteilung der Gesamt-Verlustleistung benötigt wird. Um für eine vorliegende Situation die relevanten Daten auswählen zu können, muss der Nutzer neben der Art der Sendeeinrichtung (Rundfunksender, Mobilfunk-Basisstation, W-LAN access point) und der Ausbreitungs Umgebung (Innenraum, Außenbereich, Flachland, Großstadt) zunächst die Sendefrequenz und die Position der Quelle in Bezug auf die exponierte Person spezifizieren.

Bild 4 demonstriert diesen ersten Schritt anhand eines einfachen 'indoor'-Problems mit einem wandmontierten W-LAN-Router. Für die zu untersuchende Positionierung der exponierten Person ergibt sich auf der Basis der in Bild 3 definierten Koordinaten im 'line of sight' (LOS)-Fall die Einfallswinkel-Kombination  $\varphi = 37^\circ$ ,  $\alpha = 31^\circ$ . Aus der Datensammlung der  $P_V$ -Werte homogener ebener Wellen würde also die Tabelle für das stehende Körpermodell, für die Frequenz 2.450 MHz und für die dem vorliegenden Fall am nächsten kommenden Einfallswinkel  $\varphi = 30^\circ$  und  $\alpha = 30^\circ$  verwendet.

Wie oben bereits erwähnt, sind - zumindest für den derzeit bestehenden Katalog - keine größeren Elevationswinkel als  $\alpha = 45^\circ$  zur Beschreibung der Einfallsrichtungen vorgesehen. Bei 'indoor'-Problemen mit einem in ca. 2,5 m Höhe an der Wand montierten Router wären damit – unter Ausschöpfung des üblichen Interpolationsspielraums auf der Basis des gewählten Winkelinkrements von  $\Delta\alpha = 15^\circ$  - minimale Wandabstände einer Person von ca. 2 m behandelbar. Für geringere Abstände müssten die Ergebnisse der Einzelfalluntersuchung zu körpernahen Quellen aus Modul A 1.2 herangezogen werden.

Falls davon auszugehen ist, dass aufgrund des Zusammenwirkens der Richtcharakteristik des Endgerätes und der Geometrie der Montageumgebung (z.B. durch Reflexionen an Wänden) der Einfall weiterer Feldanteile auf den Körper relevant sein könnte, so kann der Nutzer deren  $P_V$ -Verteilungen nach Identifikation der Einfallsrichtungen auf die gleiche Weise berücksichtigen (vgl. Bild 5). Der Einfluss von Reflexionen auf die Intensität solcher Feldanteile wird in Abschnitt 2.2.2.2 a) diskutiert.

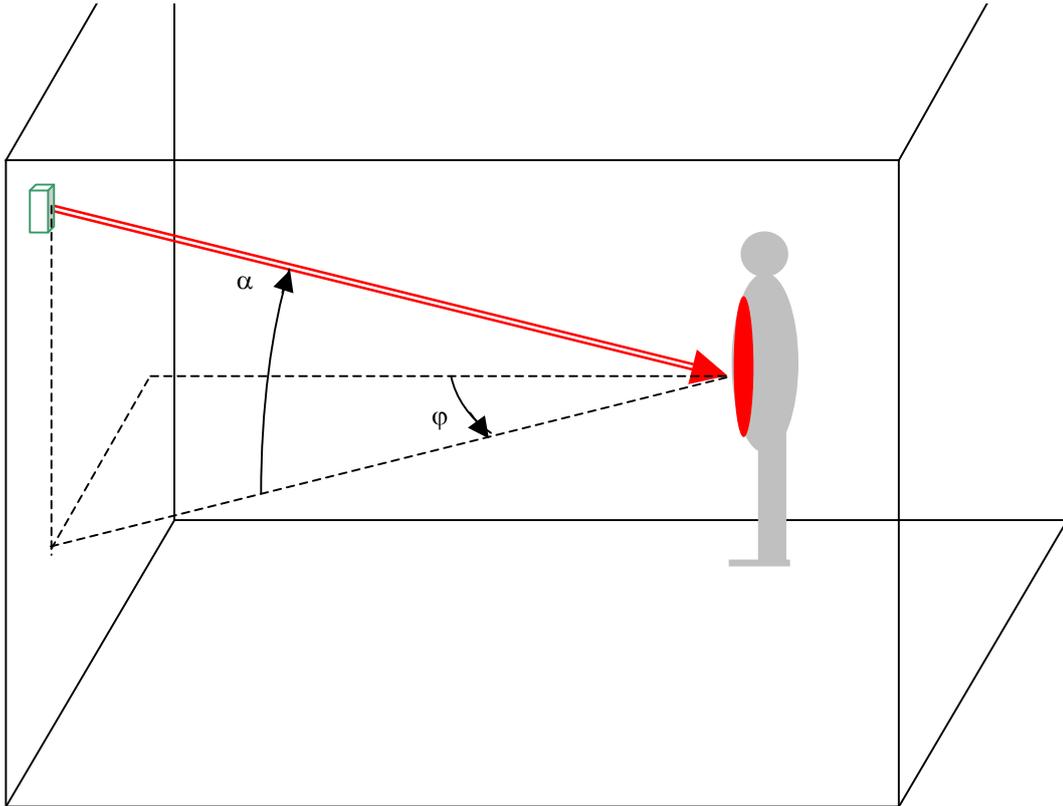


Bild 4: Zur Identifikation der Einfallsrichtungen elektromagnetischer Felder

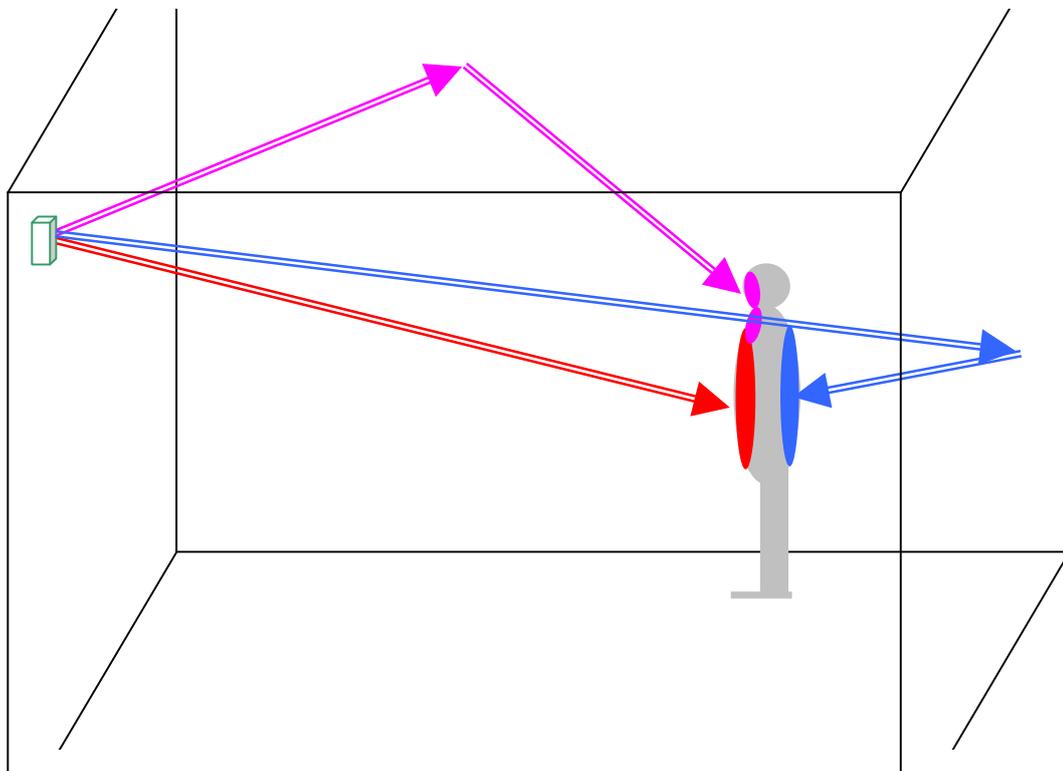


Bild 5: Berücksichtigung von aus verschiedenen Richtungen einfallenden Feldanteilen einer Quelle

Die Auswirkung einer Reflexion am Boden kann durch homogene ebene Wellen mit negativen Elevationswinkeln  $\alpha$  beschrieben werden. Daher werden für den 'indoor'-Bereich, wo aufgrund geringer (Fernfeld-)Abstände zwischen Endgerät (z.B. W-LAN-Router) und Mensch im Vergleich zum 'outdoor'-Bereich auch steilere (positive und negative) Elevationswinkel eine Rolle spielen können, zusätzliche Tabellensätze für negative Einfallswinkel  $\alpha = -15^\circ$  und  $\alpha = -30^\circ$  zur Verfügung gestellt.

Wenn der gleichzeitige Einfluss verschiedener körperferner Quellen untersucht werden soll, sind in der Regel aus dem  $P_V$ -Katalog Datenblätter für homogene ebene Wellen unterschiedlicher Frequenzen zu verwenden. Erweitert man das bisherige Beispiel aus Bild 4 um eine GSM900-Mobilfunk-Basisstation, die sich außerhalb des Gebäudes befindet, so sind die für  $f = 900$  MHz abgelegten Daten für diejenigen Einfallswinkel auszuwählen, die die Position eines vom GSM-Feld durchdrungenen Fensters in Bezug auf die Person am ehesten beschreiben (vgl. Bild 6). Für die Abschätzung der Leistungsdichte bei der Einkopplung durch ein Fenster wird ein aus feldtheoretischen Betrachtungen empirisch hergeleitetes Näherungsverfahren verwendet (vgl. Abschnitt 2.2.2.2 a)).

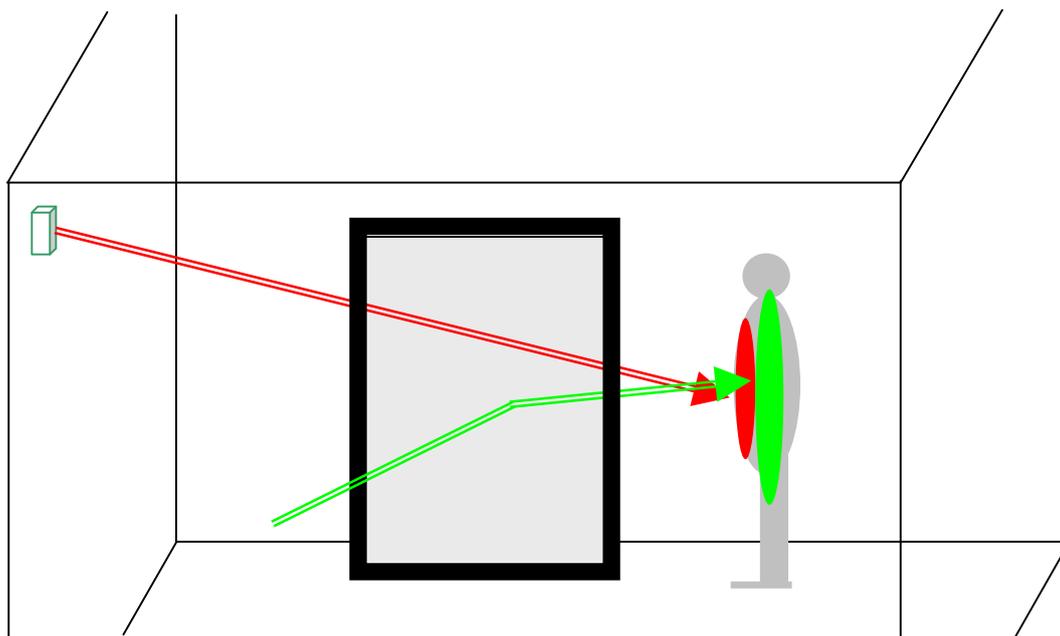


Bild 6: Erweiterung des Szenarios aus Bild 4 um das durch ein Fenster eindringende Strahlungsfeld einer externen Quelle

Im Falle eines 'outdoor'-Szenarios, bei dem sich die durch körperferne Quellen exponierte Person also im Freien aufhält, läuft die Auswahl homogener ebener Wellen und der damit verknüpften SAR-Verteilungen in völlig analoger Weise ab. Hier erscheinen allerdings Beschränkungen des Elevationswinkels auf das Intervall  $0^\circ \leq \alpha \leq 45^\circ$  sinnvoll: Da die realen Elevationswinkel überwiegend im Bereich unterhalb von  $15^\circ$  liegen, wird es als äußerst unwahrscheinlich eingeschätzt, dass Mobilfunk-Basisstationen oder Rundfunksendeanlagen, die vom Betrachter unter Elevationswinkeln von mehr als  $45^\circ$  gesehen werden, diesen auch mit aus solchen Richtungen auf ihn zulaufenden Wellen in relevanter Weise exponieren. Auf die Betrachtung negativer Elevationswinkel zur Berücksichtigung separater Bodenreflexionen wird ebenfalls verzichtet, weil für die üblichen körperfernen Quellen im 'outdoor'-Bereich mit ihren schmalen Vertikaldiagrammen und ggfs. kleinen 'downtilt'-Winkeln in der Regel auch flache Reflexionswinkel vorliegen und damit die Wirkung des Untergrunds über alternative Ausbreitungsmodelle im Vergleich zum 'indoor'-Bereich behandelt werden kann (s. Abschnitt 2.2.2.2 a: 'worst case'-Zweistrahlmmodell).

Sofern für ein konkretes Endgerät oder eine andere Sendeeinrichtung polarisationsabhängige  $P_V$ -Daten existieren, so wird, wenn die Polarisationsrichtung dem Nutzer bekannt ist, die entsprechende Tabelle verwendet. Meist kann der normale Nutzer des praktikablen Rechenverfahrens aber überhaupt keine konkrete Auswahl im Hinblick auf die Polarisation treffen, und auch der Fachmann hat damit häufig Schwierigkeiten, weil einerseits die Gerätehersteller oder Netzbetreiber nicht alle Informationen über die Sendeantenne lückenlos zur Verfügung stellen und andererseits die Entwicklung des Polarisationszustandes längs eines komplexen Ausbreitungsweges nicht sicher vorhersagbar ist. In solchen Fällen unbekannter Polarisation  $\mathbf{e}_\phi$  oder  $\mathbf{e}_\theta$  wird vorsorglich aus den jeweils zwei  $P_V$ -Tabellenwerten für jede Position im Körper das Maximum herangezogen, um eine Unterschätzung der

Spezifischen Absorptionsrate durch eventuell zu günstige Annahmen über den Polarisierungseinfluss zu vermeiden.

Die bisher beschriebene Spezifikation körperferner Quellen nach Sendefrequenz, Polarisationsrichtung und Einfallrichtung in Bezug auf eine Person erlaubt die Zusammenstellung der für ein Szenario relevanten Tabellen mit den normierten  $P_V$ -Daten. Um die Beiträge verschiedener Quellen korrekt überlagern zu können, ist eine individuelle Umnormierung der  $P_V$ -Werte erforderlich, wobei die Gewichtungsfaktoren den tatsächlichen Leistungsdichten der als richtungsselektive homogene ebene Wellen modellierten Feldanteile am Ort der Person, geteilt durch  $1 \text{ mW/m}^2$ , entsprechen (s. auch über nächsten Abschnitt 2.2.2.3).

Da die Leistungsdichten nur in Ausnahmefällen (z.B. durch Messungen) bekannt sein dürften, muss die quellen spezifische  $P_V$ -Gewichtung im Regelfall näherungsweise anhand weiterer Angaben über die Sendeeinrichtung und den Übertragungsweg erfolgen:

Ein wesentlicher Parameter ist dabei die von einer Quelle abgestrahlte Leistung  $P_S$ . Momentane Schwankungen der Leistung, die aufgrund der systemspezifischen Modulations-, Kanalzugriffs-, Frequenzzuweisungs- und Leistungsregelungsverfahren sehr variabel sein können, sind nur unzuverlässig erfassbar. Eindrucksvoll werden z.B. in [Schmid et al. 2005] die Schwierigkeiten bei der messtechnischen Vorgehensweise zur Charakterisierung realer W-LAN und DECT-Systeme beschrieben. Da aber aufgrund internationaler Vereinbarungen für die Bewertung der – hier ausschließlich interessierenden – Spezifischen Absorptionsrate Mittelungsintervalle von 6 Minuten zugrundegelegt werden müssen, sind entsprechend nur zeitlich gemittelte Leistungen relevant, für die im praktikablen Rechenverfahren typische (falls bekannt), sonst maximale Werte angesetzt werden.

Darüber hinaus ist die Entfernung einer Quelle bezüglich der exponierten Person zu spezifizieren.

Die Kenntnis der (Leistungs-)Richtcharakteristik  $|\underline{C}(\theta, \varphi)|^2$ , also der Verteilung der Sendeleistung auf die unterschiedlichen Abstrahlrichtungen, sowie des Gewinns  $G_{\max}$  der Antenne in Hauptstrahlrichtung wäre hilfreich, um das Fehlerbudget zu minimieren. Falls das Richtdiagramm nicht zu ermitteln ist, muss im Sinne einer sicheren Abschätzung angenommen werden, dass unabhängig von der Richtung die  $EIRP = G_{\max} \cdot P_S$  abgestrahlt wird, was für den LOS-Fall der direkten Ausrichtung der Antennen-Hauptkeule auf die Person entsprechen würde.

Bei bestimmten Quellen lässt sich die maximal abgestrahlte Leistung teilweise auch grob aus den übertragenen Diensten (Rundfunk, Fernsehen, Mobilfunk) abschätzen, falls der Nutzer bei nicht bekannter Leistung alternativ zumindest die Art des Endgeräts bzw. der Sendeanlage kennt.

Im Falle von Mobilfunk-Basisstationen und großen Sendeanlagen werden zusätzlich Informationen über die Montagehöhen der Antennen, über die Topografie der Ausbreitungswege (s. nächster Abschnitt 2.2.2.2) sowie darüber benötigt, ob eine Sichtverbindung besteht (LOS) oder nicht (NLOS).

Mit Hilfe der erhobenen Informationen über die körperfernen Quellen, mit der Beschreibung ihrer Fernfelder durch homogene ebene Wellen und mit den Daten aus Modul A 1.3 lassen sich den folgenden realen Sendeeinrichtungen resultierende  $P_V$ -Verteilungen für eine stehende und eine sitzende Person zuordnen:

- Basisstationen für TETRA/GSM/DECT/UMTS (450 MHz, 900 MHz, 1.800 MHz, 1.900 MHz, 2.100 MHz)
- W-LAN-Routern (2.450 MHz)
- Mittelwellen-Rundfunksendern (500 kHz)
- DVB-T-Fernsehsendern (700 MHz).

Da die Datensammlung aus Modul A 1.3 nicht quellen-, sondern frequenzorientiert ist, können auch für andere als die aufgeführten Quellen - falls sie bei einer Frequenz emittieren, für die Datenblätter vorliegen - die  $P_V$ -Verteilungen im menschlichen Körper ermittelt werden. Daten für fehlende Frequenzen sind aufgrund der offenen Gestaltung des Katalogs jederzeit nach numerischen Berechnungen durch Fachleute ergänzbar.

#### 2.2.2.2 Ausbreitungs- und Kanalmodelle

Wenn zwischen einer Strahlungsquelle und dem menschlichen Körper ein endlicher Abstand existiert, bestimmen die Eigenschaften des Ausbreitungsweges maßgeblich, mit welcher Intensität und aus welchen Richtungen die Strahlung auf den Körper trifft. Im Fall der körpernahen Endgeräte sind die Informationen über den Ausbreitungsweg bereits in den Einzelfallrechnungen berücksichtigt. Bei den körperfernen Quellen, deren Wirkung auf den Körper durch die Absorption homogener ebener Wellen beschrieben wird, muss die Ausbreitung separat betrachtet werden. Dazu kann auf bekannte Ausbreitungsmodelle zurückgegriffen werden, mit deren Hilfe die Dämpfung einer Welle längs des Ausbreitungsweges und somit die Leistungsdichte am Ort einer Person berechnet werden kann. Durch zusätz-

liche Kanalmodelle wird die Richtungsabhängigkeit der auf den Körper einfallenden Felder bestimmt.

#### a) Ausbreitungsmodelle

Bei einem Fernfeldszenario, wie es in Bild 4 am Beispiel eines 'indoor'-Szenarios angedeutet ist, findet die Ausbreitung auf direktem Wege vom Sender zur Person statt, ohne durch ein Hindernis gestört zu werden. Die Leistungsdichte am Referenzort (vgl. Bild 3) ist dann allein durch die geometrische Dämpfung der in die skizzierte Richtung fortschreitenden Welle gegeben gemäß

$$S(r) = \frac{P_S \cdot G(\theta, \varphi)}{4\pi r^2} \quad (3)$$

In Gl. 3, die auch die Basis für das unter dem Begriff „Freiraumausbreitung“ bekannte Ausbreitungsmodell darstellt, repräsentieren die Größen  $P_S$  die von der Antenne abgestrahlte Leistung (über mindestens 6 Minuten gemittelt),  $G(\theta, \varphi)$  die Gewinnfunktion und  $r$  die Länge des Ausbreitungsweges. Die Gewinnfunktion lässt sich auch durch das Produkt aus dem Gewinn  $G_{\max}$  in Hauptstrahlungsrichtung und der normierten (Fernfeld-) Richtcharakteristik  $\underline{C}(\theta, \varphi)$  ausdrücken:

$$G(\theta, \varphi) = G_{\max} |\underline{C}(\theta, \varphi)|^2 \quad (4)$$

Die auf  $1 \text{ mW/m}^2$  normierte Freiraum-Leistungsdichte stellt sich dann im logarithmischen Maß wie folgt dar:

$$S [\text{dBmW/m}^2]_{FR} = 10 \lg \left[ \frac{S(r)}{1 \text{ mW/m}^2} \right] = 19,01 \text{ dB} - 20 \lg \left[ \frac{r}{\text{m}} \right] + 10 \lg \left[ \frac{P_S}{\text{W}} \right] + 10 \lg \left[ G_{\max} |\underline{C}(\theta, \varphi)|^2 \right] \quad (5)$$

Beispielhaft zeigt die blaue Kurve in Bild 7 die Leistungsdichte am Ort der Person als Funktion des Abstandes von der Sendeantenne in Hauptstrahlrichtung ( $|\underline{C}(\theta, \varphi)| = 1$ ) für  $P_S = 100 \text{ W}$  und  $G_{\max} = 1,64$  (Halbwellendipol).

Soll berücksichtigt werden, dass die ungestörte Ausbreitung des Feldes über dem Erdboden erfolgt, so wird zur Beschreibung häufig ein „Zweistrahlmmodell“ verwendet, bei dem der direkten Welle eine am gut leitfähigen Erdboden unter flachem Winkel reflektierte Welle überlagert wird. Die entsprechenden Beziehungen für die normierte Leistungsdichte sind nachstehend für die Fälle vertikaler (Gl. 6a) und horizontaler Polarisation (Gl. 6b) angegeben (Die Herleitung der Formeln ist im Anhang angegeben).

$$10 \lg \left[ \frac{S(r)}{1 \text{ mW/m}^2} \right] = S [\text{dBmW/m}^2]_{FR} + 6,02 \text{ dB} + 20 \lg \left[ \left| \cos \left( \frac{k_0 h_S h_{ref}}{d} \right) \right| \right] \quad (6a)$$

$$10 \lg \left[ \frac{S(r)}{1 \text{ mW/m}^2} \right] = S [\text{dBmW/m}^2]_{FR} + 6,02 \text{ dB} + 20 \lg \left[ \left| \sin \left( \frac{k_0 h_S h_{ref}}{d} \right) \right| \right] \quad (6b)$$

Hierbei sind

- $S [\text{dBmW/m}^2]_{FR}$  die auf  $1 \text{ mW/m}^2$  normierte Leistungsdichte bei „Freiraumausbreitung“ (vgl. Gl. 5)
- $h_S$  die Höhe der Sendeantenne über dem Erdboden
- $h_{ref}$  die Höhe des Referenzpunktes über dem Erdboden (hier: 1 m; vgl. Abschnitt 2.2.1.3)
- $d = \sqrt{r^2 - (h_S - h_{ref})^2}$  der horizontale Abstand zwischen Sendeantenne und Referenzpunkt
- $k_0 = \frac{2\pi f}{c_0} = \frac{2\pi}{\lambda_0}$  die Wellenzahl,

wobei  $c_0 \approx 3 \cdot 10^8 \text{ m/s}$  die Lichtgeschwindigkeit,  $f$  die zugrundeliegende Frequenz und  $\lambda_0$  die zugehörige Freiraum-Wellenlänge bezeichnen.

In Bild 7 sind für das bereits verwendete Zahlenbeispiel die entsprechenden Verläufe der Leistungs-

dichte eingetragen (rote Kurven). Abhängig von der Polarisation des elektrischen Feldes ergeben sich bei kleineren Abständen ausgeprägte Interferenzeffekte und für große Abstände sehr unterschiedliche Abklingeigenschaften ( $\sim 1/r^2$  bzw.  $\sim 1/r^4$ ).

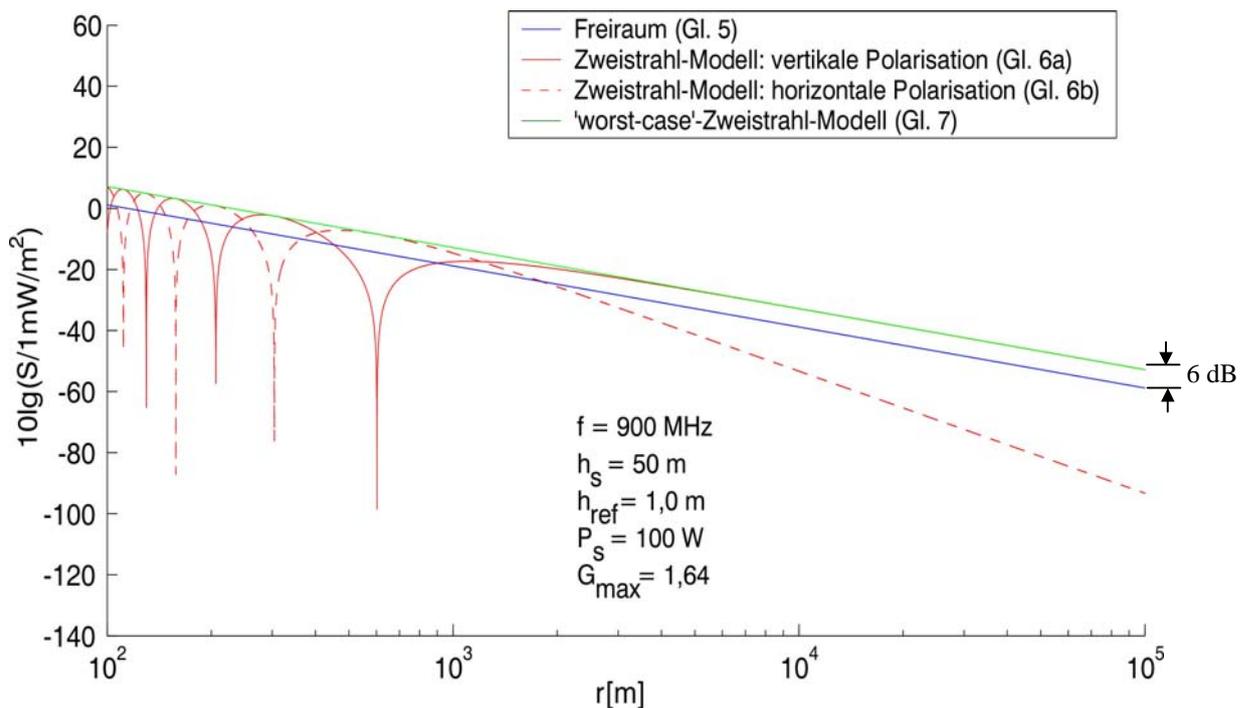


Bild 7: Verlauf der Leistungsdichte in Abhängigkeit von der Entfernung r: Freiraumausbreitung und Zweistrahl-Modell

Eine „auf der sicheren Seite liegende“ Abschätzung der Leistungsdichte, die unabhängig von den im realen Umfeld niemals exakt vorherzusagenden polarisationsabhängigen Interferenzeinflüssen ist, bieten die beiden ersten Terme der Gl. 6a, die grafisch die "Einhüllende" des Kurvenverlaufs für die vertikale Polarisation darstellen und eine um ca. 6 dB (also einen Faktor 4) erhöhte Leistungsdichte gegenüber dem Freiraumfall beschreiben (grüne Kurve in Bild 7):

$$10 \lg \left[ \frac{S(r)}{1 \text{ mW/m}^2} \right] = S [\text{dBmW/m}^2]_{FR} + 6,02 \text{ dB} \quad (7)$$

Durch diese Näherung ist – auch im Vergleich mit den unten erwähnten empirischen Ausbreitungsmodellen – ein 'worst case'-Zustand definierbar. Das Modell wird daher hier als 'worst case'-Zweistrahlmodell bezeichnet.

Neben den genannten physikalisch begründeten Ansätzen existiert eine Vielzahl von empirischen und semi-empirischen Ausbreitungsmodellen. Die einschlägigen Modelle, die im Kern auf der Erhebung von Messdaten beruhen, sind in vielen Quellen beschrieben. Für den Rundfunkbereich sind Kurvenscharen für die elektrische Feldstärke z.B. in [ITU 1992, ITU 2003] abgedruckt. Die für die Betrachtung von Rundfunknetzen in [miniWatt II 2007] (AP 4.1) verwendete Software konnte auf Anfrage nicht zur Verfügung gestellt werden. Dagegen existieren für den Mobilfunkbereich Formeln und frei verwendbare kleine Rechenprogramme für die so genannte „isotrope Funkfelddämpfung“, z.B. in [Hata 1980, Wölfle 2007, UMTSlink.at 2002].

Wenn diese Modelle genutzt werden sollen, um die Abstandsabhängigkeit der Leistungsdichte zu ermitteln, müssen die bekannten Formeln allerdings umgeformt werden: Die „isotrope Funkfelddämpfung“ ist durch den Quotienten aus Sendeleistung  $P_S$  und verfügbarer Empfangsleistung  $P_E$  für eine Übertragung zwischen isotropen Antennen definiert [Geng und Wiesbeck 1998]:

$$L_{iso} = 10 \lg \left[ \frac{P_S}{P_E} \right] \quad (8)$$

Drückt man die Leistung  $P_E$  durch das Produkt aus Leistungsdichte und Wirkfläche der fiktiven Empfangsantenne aus, so kann gezeigt werden, dass am Referenzort die auf  $1 \text{ mW/m}^2$  normierte Leistungsdichte unter Berücksichtigung von Gl. 8 gemäß

$$10 \lg \left[ \frac{S(r)}{1 \text{ mW/m}^2} \right] = -8,54 \text{ dB} - L_{iso} + 10 \lg \left[ \frac{P_S}{W} \right] + 10 \lg \left[ G_{\max} |C(\theta, \varphi)|^2 \right] + 20 \lg \left[ \frac{f}{\text{MHz}} \right] \quad (9)$$

berechnet werden kann. Damit sind die entsprechenden Ausbreitungsmodelle im Rahmen ihrer jeweiligen Gültigkeitsgrenzen unmittelbar nutzbar, um die Leistungsdichte auch dann abschätzen zu können, wenn - beispielsweise bei Ausbreitung über bebautes Gelände oder über Wasser - die physikalisch begründeten Modelle als zu stark idealisiert angesehen werden. In den später durchzuführenden Beispielrechnungen werden unterschiedliche Ausbreitungsmodelle (z.B. das 'worst case'-Zweistrahlmodell und das Okumura-Hata-Modell) verwendet. Im Anhang B ist dargestellt, für welche Frequenzbereiche und in welchen Umgebungen die verschiedenen Ausbreitungsmodelle sinnvoll eingesetzt werden können. Außerdem werden die mathematischen Formulierungen von  $L_{iso}$  für das Okumura-Hata- und das COST231-Modell angegeben.

Bei einem Szenario wie in Bild 6 ist die Leistungsdichte der verschiedenen Wellen nicht nur von den bisher behandelten Parametern abhängig, sondern zusätzlich vom Reflexionsfaktor der Wand (blauer Strahl) sowie von der Feld-Einkopplung durch das Fenster (grüner Strahl). In einer deterministischen Einzelfallrechnung würde man versuchen, möglichst viele Details über den Wandaufbau und die Formgebung und Materialzusammensetzung des Fensters in Erfahrung zu bringen, um mit komplexen numerischen Verfahren der Feldtheorie die - in der Regel noch polarisations- und winkelabhängigen - funktionalen Verläufe der entsprechenden Faktoren zu ermitteln. Für ein vereinfachtes Praxisverfahren ist es völlig undenkbar, eine derartige Vorgehensweise in Betracht zu ziehen. Selbst wenn es dem Nutzer des Verfahrens anhand einer Skizze des zu untersuchenden Szenarios gelingen sollte, die Winkel zu identifizieren, unter denen die reflektierten Wellen sich in Richtung einer Person ausbreiten<sup>#</sup>, sind für die Reflexionsfaktoren genäherte Annahmen notwendig. In Bild 8 ist als Beispiel das Ergebnis einer Rechnung für den Reflexionsfaktor der skizzierten geschichtet aufgebauten Wand in Abhängigkeit vom Einfallswinkel  $\vartheta$  der senkrecht zur Einfallsebene polarisierten Welle bei 900 MHz dargestellt. Ohne hier auf Einzelheiten einzugehen, wird deutlich, dass der Reflexionsfaktor Werte in einem weiten Bereich annehmen kann. Für den hier nicht gezeigten Fall paralleler Polarisation wird der Wertebereich aufgrund des Brewster-Winkels noch bis zu Null erweitert. Wenn keine Kenntnisse über den Reflexionsfaktor vorhanden sind, muss im praktikablen Rechenverfahren vorsorglich mit einem Wert von 1 gearbeitet werden, das bedeutet, mit gleicher Leistungsdichte für einfallende und reflektierte Welle, wobei der gesamte Umweg  $r_+$  durch  $-20 \lg[r_+/m]$  zu bewerten ist.

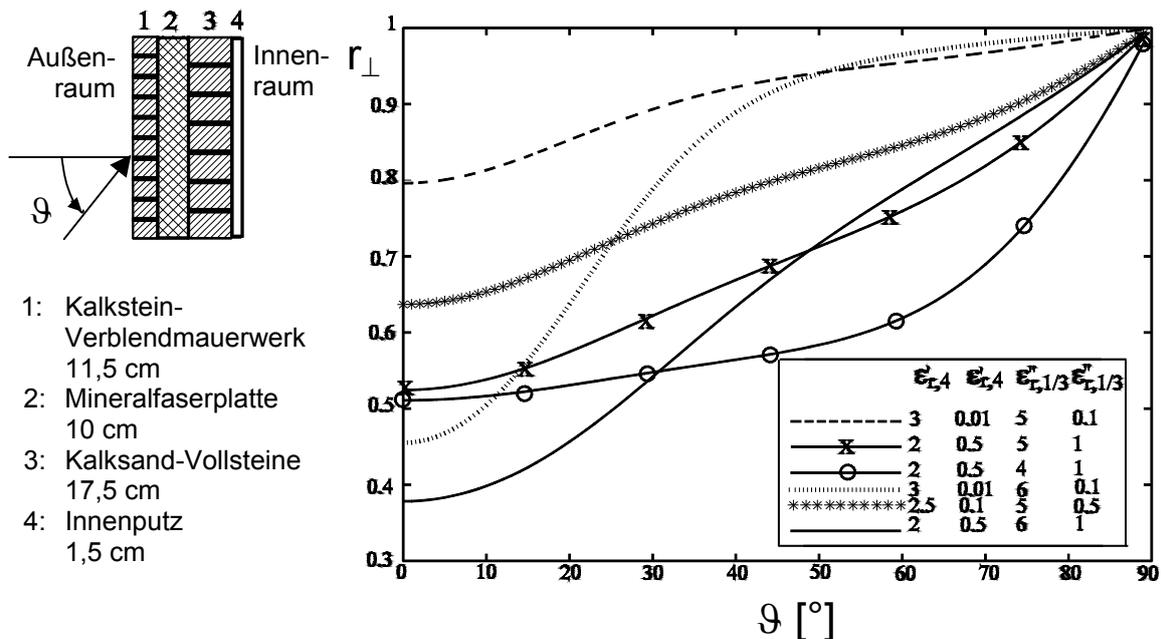


Bild 8: Winkelabhängigkeit des Gesamt-Reflexionsfaktors einer 4-schichtigen Wand für den Fall senkrechter Polarisation [Alaydrus et al. 2001]

<sup>#</sup>) Die Implementierung automatischer Strahlsuchverfahren in das praktikable Rechenverfahren, z.B. auf der Basis von 'ray tracing'- oder 'shooting and bouncing rays'-Methoden, wird nicht für sinnvoll erachtet.

Die Einkopplung einer aus dem Außenbereich auf eine Fensteröffnung treffenden Welle in den Innenraum ist noch komplizierter. Einerseits kann eine elektromagnetische Welle eine normale Fensterscheibe mit sehr geringer Dämpfung durchdringen, wenn nicht Spezialglas mit hoher Reflexion eingebaut ist und das Fenster ständig geschlossen bleibt. Andererseits können Felder infolge Beugung an den Kanten der Fensterlaibung auch in den geometrischen Schattenbereich eindringen, und durch Überlagerung der verschiedenen Feldanteile entstehen Interferenzen, die zu räumlichen Feldvariationen führen.

Auf der Basis von feldtheoretischen Untersuchungen von Fenstern verschiedener Größen als Aperturstrahler, die durch von außen einfallende, homogene ebene Wellen unterschiedlicher Einfallswinkel und Polarisationsrichtungen angeregt werden, wurde die Feldeinkopplung für eine Vielfalt von Werten für die unterschiedlichen Parameter untersucht. Ziel war die Bestimmung des hier mit  $K_f$  bezeichneten Einkopplungsfaktors (vgl. Bild 9), der in einem Raumpunkt  $r_f$  des Innenbereichs als Verhältnis der dort vorhandenen Leistungsdichte zur Leistungsdichte des von außen auf das Fenster einfallenden Immissionsfeldes am Ort  $r_f' = (0, 0, 0)$  definiert ist.

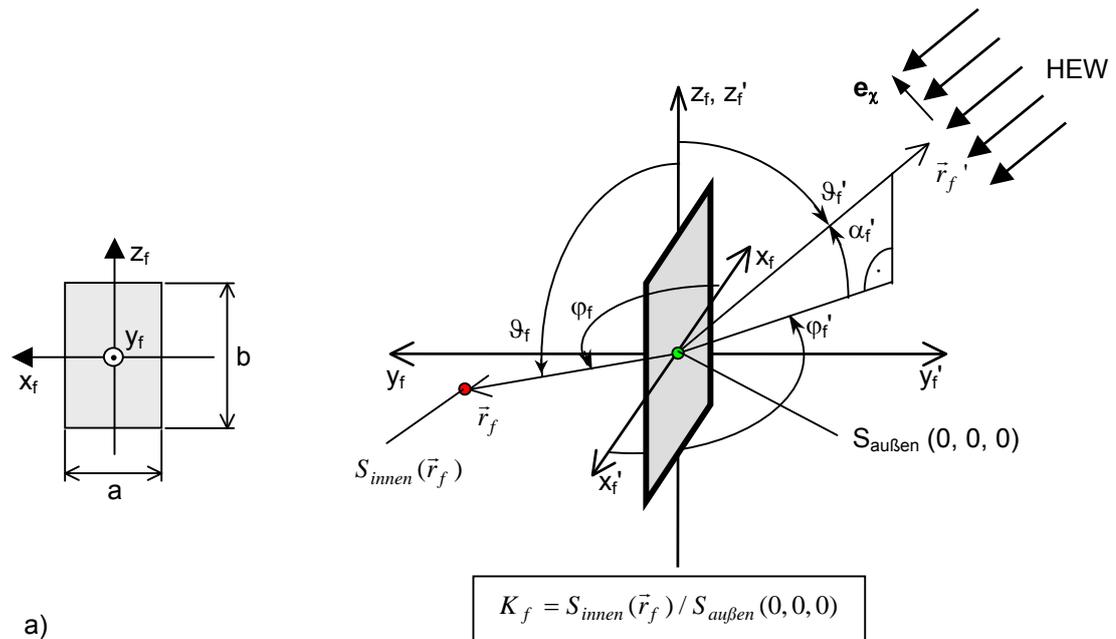


Bild 9: Zur Definition des Einkopplungsfaktors  $K_f$ :  
a) Draufsicht der Fensterfläche von innen;  
b) Koordinatensysteme der Fensteröffnung und Leistungsdichten innen und außen

Wie erwartet, stellte sich heraus, dass die Winkelabhängigkeit des Einkopplungsfaktors im Fernfeld durch  $(\sin x)/x$  – Funktionen geprägt ist. Allerdings ist die Fernfeldbedingung bei gängigen Fenstergrößen (z.B.  $a = 1$  m;  $b = 1,5$  m) für viele der betrachteten Frequenzen erst in relativ großen Abständen vom Fenster erfüllt (z.B. ca. 20 m bei  $f = 1$  GHz). Für näher am Fenster liegende Raumbereiche muss dagegen mit starken Stehwelligkeiten aufgrund von Interferenzeffekten (ähnlich Bild 7, rote Kurven) gerechnet werden. Da die räumlichen Schwankungen in der Praxis wegen der diversen notwendigen Abschätzungen niemals exakt angegeben werden können, werden die theoretisch berechneten Zusammenhänge zur Verwendung im praktikablen Rechenverfahren so aufbereitet, dass im Zweifelsfall die Leistungsdichte eher über- als unterschätzt wird. Im Anhang dieses Berichts wird das entwickelte Näherungsverfahren ausführlich erläutert. Darin wird wieder im Sinne einer überschaubaren, aber möglichst repräsentativen Darstellung die Anzahl der Variablen begrenzt. Der Kopplungsfaktor wird in Abhängigkeit von der Frequenz, von den Fensterabmessungen und vom Abstand der exponierten Person vom Fenster, nicht aber von den Winkeln  $\theta_f$ ,  $\theta_f'$  und  $\varphi_f$ ,  $\varphi_f'$  tabelliert.

Die resultierende Leistungsdichte am Referenzort, an dem die Exposition einer Person berechnet werden soll, erhält man schließlich, indem man die außen vor dem Fenster bestimmte Leistungsdichte um den jeweils relevanten Einkopplungsfaktor korrigiert:

$$10 \lg \left[ \frac{S(r_{ref})}{1 \text{ mW/m}^2} \right] = 10 \lg \left[ \frac{S_{au\beta en}}{1 \text{ mW/m}^2} \right] + 10 \lg K_f \quad (10)$$

Die Auswahl der geeigneten  $P_V$ -Verteilung aus dem Datenkatalog erfolgt dann über den Elevationswinkel  $\alpha = 0^\circ$  und denjenigen Azimutwinkel  $\varphi$  (vgl. Bild 3), unter dem - von der Person aus gesehen - das Fenster erscheint.

#### b) Kanalmodelle

Die in Punkt a) behandelten Ausbreitungsmodelle liefern primär Informationen über die Leistungsdichte des Immissionsfeldes unter der Voraussetzung, dass dieses Feld näherungsweise einer auf den Aufenthaltsort der interessierenden Person zulaufenden homogenen ebenen Welle oder dem durch ein Fenster einkoppelnden Feld zugeordnet werden kann. Dies ist im Fall des Freiraummodells sicherlich eine plausible Annahme, beim Zweistrahlmodell und insbesondere bei manchen der empirischen Ausbreitungsmodelle stellt diese Sichtweise eine mehr oder weniger starke Abstrahierung der Wirklichkeit dar.

Die beispielsweise in [Neitzke et al. 2005] zur Expositionsbewertung beschrittene Vorgehensweise, durch Messungen der elektrischen Gesamt-Feldstärke die Leistungsdichte zu ermitteln, kann hier nicht angewendet werden, da aus mit einer isotropen Feldsonde lokal gemessenen Beträgen der Feldstärke die Information über die Ausbreitungsrichtungen der Einzelfelder nicht zurückgewonnen werden kann. Diese Information ist aber entscheidend, wenn die Exposition einer Person durch multiple Quellen auf der Basis von SAR-Verteilungen beurteilt werden soll.

Der geschilderte Ansatz mit einer homogenen ebenen Welle wird im LOS-Fall, wenn also eine Sichtverbindung zwischen der Person und der Quelle besteht, und in dem Fall, dass - z.B. nach einer Wandreflexion - individuell charakterisierbare homogene ebene Wellen auf den Körper einfallen, grundsätzlich verwendet.

Lediglich wenn 'outdoor' in NLOS-Fällen keine Vorzugsrichtungen für die Wellen identifizierbar sind, wird die berechnete Leistungsdichte gleichmäßig auf die 32 im praktikablen Rechenverfahren betrachteten Einfallrichtungen aufgeteilt<sup>#</sup>. Der Polarisierungseinfluss wird dann durch die auf Seite 12 beschriebene Auswahl des  $P_V$ -Maximums aus beiden Polarisationsfällen berücksichtigt.

#### 2.2.2.3 Quellenspezifische SAR-Gewichtung

Bei den Quellen in Körperkontakt und den körpernahen Quellen werden die numerisch berechneten Werte der Verlustleistung  $P_V$  im Körpermodell gemäß Abschnitt 2.2.1 auf eine Sendeleistung von 1 W CW bezogen. Die Umnormierung auf die tatsächliche zeitlich gemittelte Leistung  $P_S$  der Quelle kann dann über Gewichtungsfaktoren  $G_P$  erfolgen, die durch

$$G_P(P_S) = \frac{P_V(P_S)}{P_V(1\text{ W})} = \frac{P_S}{1\text{ W}} \quad (11)$$

gegeben sind.

Für jeden körperfernen Sender ergibt sich - abhängig von seiner Frequenz, seiner Richtcharakteristik, seiner Position in Bezug auf die exponierte Person und der Umgebungsgestaltung - ein Spektrum von homogenen ebenen Wellen, das zur Gesamt-Verlustleistung  $P_V$  im Körper beiträgt. Dabei ist selbstverständlich auch der Fall eingeschlossen, dass das Spektrum nur aus einer einzelnen Welle besteht. Die Gewichtungsfaktoren  $G_S$  für die bereits im Datenkatalog abgelegten, auf  $1\text{ mW/m}^2$  normierten  $P_V$ -Verteilungen der homogenen ebenen Wellen sind dabei einfach die in Modul B 2 über die Ausbreitungs- und Kanalmodelle berechneten bzw. abgeschätzten Leistungsdichten  $S$  am Referenzort, geteilt durch  $1\text{ mW/m}^2$ .

$$G_S(S) = \frac{P_V(S)}{P_V(1\text{ mW/m}^2)} = \frac{S}{1\text{ mW/m}^2} \quad (12)$$

<sup>#</sup>) In analoger Weise wird beispielsweise auch bei der Herleitung des Mehrwegeschwunds auf der Basis einer Rayleigh-Verteilung verfahren, wenn davon ausgegangen wird, dass kein Signalanteil dominierend ist.

### 2.2.3 Modul C

#### 2.2.3.1 Konzept zur Bewertung der Gesamt-SAR

Die thermische Wirkung elektromagnetischer Felder auf biologische System, d.h. auch auf den Menschen, ist durch zahlreiche Untersuchungen belegt und unstrittig. Zur Vermeidung einer hochfrequenzbedingten thermischen Belastung des Körpers wird daher auf nationaler und internationaler Ebene die Exposition durch die Vorgabe maximaler Teilkörper- und Ganzkörper-SAR-Werte (in W/kg) begrenzt. Ob unterhalb der thermischen Schwelle auch Wirkungen oder sogar Schädigungen auftreten können, ist Gegenstand vieler Untersuchungen und insbesondere einer kritischen öffentlichen Diskussion, in Ermangelung reproduzierter einschlägiger Befunde aber letztlich nach wie vor Spekulation. Daher muss sich auch ein Verfahren zur Beurteilung der Exposition einer Person durch multiple Quellen an den derzeit von vielen verschiedenen Fachorganisationen und politischen Gremien übereinstimmend empfohlenen bzw. festgelegten Basis-Grenzwerten für die SAR orientieren. Tabelle II stellt die in Europa im Frequenzbereich von 100 kHz bis 10 GHz empfohlenen Grenzwerte für die allgemeine Bevölkerung gemäß [ICNIRP 1998] dar. Alle SAR-Werte sind als Mittelwerte über jeweils 6 Minuten aufzufassen, d.h., dass die momentanen Spezifischen Absorptionsraten kurzzeitig auch größere Werte annehmen dürfen. Das Bezugsvolumen für die Teilkörper-SAR soll 10 g Gewebemasse enthalten, ist aber hinsichtlich seiner geometrischen Form nicht eindeutig festgelegt (vgl. Fußnote<sup>##</sup> auf Seite 22). Hier wird - wie in den meisten publizierten Untersuchungen - immer ein würfelförmiges 10 g-Gewebevolumen verwendet.

<b>Ganzkörper-SAR (bezogen auf die gesamte Körpermasse)</b>	<b>Teilkörper-SAR (bezogen auf 10 g Gewebe in Kopf und Rumpf)</b>	<b>Teilkörper-SAR (bezogen auf 10 g Gewebe in den Gliedmaßen)</b>
<b>0,08 W/kg</b>	<b>2 W/kg</b>	<b>4 W/kg</b>

Tabelle II: SAR-Grenzwerte für die Allgemeinbevölkerung

#### 2.2.3.2 Überlagerung verschiedener $P_V$ -Verteilungen

Wenn die kumulative Wirkung multipler Quellen auf die Absorption im menschlichen Körper, also auf die Verlustleistung, untersucht werden soll, bedeutet dies, dass die mit den Gewichtsfaktoren aus Modul B 3 modifizierten Einträge unterschiedlicher Tabellen der Module A 1.1 bis A 1.3, die die Wirkung der am betrachteten Szenario beteiligten Einzelbeiträge auf den Körper repräsentieren, addiert werden müssen. Das setzt voraus, dass alle Daten – auch eventuell aus externen Arbeiten importierte – nach einem einheitlichen Schema sortiert sind, das sich nach der Voxelanordnung des gemeinsam zugrundeliegenden Körpermodells und nach der in Abschnitt 2.2.1.3 erwähnten Bezugsvolumengröße (z.B.  $4 \times 4 \times 4 \text{ mm}^3$ ) richtet.

Die in der Leistungsbeschreibung des Auftraggebers explizit ausgeschlossene Verwendung homogener Körpermodelle zugunsten realistischerer Humanmodelle (s. auch 2.3) hat für das Konzept des zu entwickelnden Verfahrens zum einen die bereits in Abschnitt 2.1 erwähnte Konsequenz, dass Programmpakete zur SAR-Berechnung, die nicht in das praktikable Rechenverfahren zu integrieren und auch nicht von "Jedermann" zu bedienen sind, eingesetzt werden müssen. Damit erhöht sich der rechentechnische Aufwand zur Erstellung des später im praktikablen Verfahren verwendeten Katalogs von  $P_V$ -Verteilungen, dessen Erweiterung um neue Quellen ebenfalls nur durch Fachleute zu bewerkstelligen sein wird. Andererseits bietet die Verwendung anatomischer Körpermodelle auch eindeutige Vorteile: Erstens werden die Basisdaten für das praktikable Rechenverfahren mit Hilfe des allgemein akzeptierten, von den Brooks Air Force Laboratories aus den 'Visible Human Project'-Schnittbildern entwickelten, sehr hoch aufgelösten Menschmodells gewonnen. Zweitens kann, da der hiermit verbundene hohe Diskretisierungs- und Rechenspeicheraufwand nun ohnehin investiert werden muss, auf das zunächst für „miniWatt II“ angedachte „Mapping“-Verfahren der SAR bzw. der Verlustleistung  $P_V$  auf die Oberfläche eines primitiven Körpermodells verzichtet und ein Überlagerungsverfahren direkt für die räumlichen  $P_V$ -Verteilungen implementiert werden. Damit entfällt auch ein deutlicher Beitrag zum Gesamtbudget.

In Modul C 1 steht schließlich ein speziell für das definierte Szenario gültiger Datensatz zur Verfügung, der die für jedes  $(4 \text{ mm})^3$ -Voxel gewichtet aufaddierten  $P_V$ -Werte<sup>#</sup> enthält („Summentabelle“).

### 2.2.3.3 Bestimmung der Gesamt-SAR

#### a) Ganzkörper-SAR

Die auf den ganzen Körper bezogene Spezifische Absorptionsrate ergibt sich, indem alle Einträge der Summentabelle aus Modul C 1 für die Verlustleistung  $P_V$  nochmals addiert werden und diese Summe gemäß Gl. 2 durch die bekannte Gesamtmasse des betrachteten Körpermodells dividiert wird.

#### b) Teilkörper-SAR

Als Teilkörper-SAR-Wert wird hier die über ein würfelförmiges<sup>##</sup> Gewebeteilstück von 10 g Masse gemittelte Spezifische Absorptionsrate verstanden.

Ausgangspunkt für die Bestimmung der Teilkörper-SAR ist wieder die Summentabelle für die lokalen Verlustleistungen aus Modul C 1.

Aufgrund der Verteilung der lokalen Gewebemasse im Körpermodell ist bekannt, welche Tabellenwerte addiert werden müssen, um die Gesamt-Verlustleistung in würfelförmigen Bereichen von 10 g Masse zu erhalten. Im Anhang wird das Verfahren im Detail erklärt.

Ergebnis der Prozedur ist eine räumliche Verteilung der über 10 g würfelförmige Gewebemasse gemittelten SAR für das gesamte Körpermodell.

Den Abschluss dieses Moduls C 2 bildet die Angabe des SAR-Maximums und seiner Position.

### 2.2.3.4 Vergleich mit Grenzwerten

Zur Beurteilung der Exposition werden die in Modul C 2 ermittelten Werte für die Ganzkörper- und die Teilkörper-SAR mit den Grenzwerten aus Tabelle II verglichen und als Prozentwerte dieser Bezugsgrößen angegeben.

#) Die Überlagerung von Feldanteilen, die aus derselben Quelle stammen und somit möglicherweise als kohärent anzusehen sind, darf eigentlich nur über Feldstärken und nicht über Leistungen geschehen, weil sonst eventuelle Interferenzeffekte nicht identifizierbar sind. Für die überwiegende Zahl der Fälle in der Praxis stellt die kohärente Überlagerung jedoch einen Sonderfall dar. Außerdem ergibt sich längs der Ausbreitungswege durch Polarisationsveränderung, Laufzeitunterschiede, Modulation etc. meist eine deutliche Reduzierung der Kohärenz verschiedener, ursprünglich interferenzfähiger Feldanteile, und selbst bei kohärenten Feldern wird die Auswirkung von Interferenzüberhöhungen auf den Körper geschwächt, da im 6-Minuten-Mittelungsintervall für die SAR in den meisten Fällen Bewegungen der exponierten Person mit den daraus resultierenden Phasenverschiebungen erfolgen.

##) Die Formulierungen in der derzeit geltenden europäischen Normgebung hinsichtlich der Definition des Bezugsvolumens für die Teilkörper-SAR geben immer wieder Anlass zu unterschiedlichen Sichtweisen. Die ICNIRP Guidelines schreiben für die Maximumsuche der lokalen SAR „...averaging mass is any 10 g of contiguous tissue“ vor, was in vielen Fällen zu großflächigen, oberflächennahen Volumina führen kann, für die die gemittelte SAR teilweise deutlich über dem Maximalwert für würfelförmige Gewebebereiche liegt.

Die gleiche Deutung erlaubt der Satz aus der EU-Ratsempfehlung [EU 1999] „Die zu mittelnde Gewebemasse für lokale SAR-Werte beträgt 10 g eines beliebigen zusammenhängenden Körpergewebes...“, abgesehen davon, dass nicht die Masse die zu mittelnde Größe darstellt. Die darauf folgende Anweisung „Diese 10 g Gewebe sollen eine Masse von benachbartem Gewebe mit nahezu gleichen elektrischen Eigenschaften sein“ wird zuweilen (s. z.B. [Schmid et al. 2005]) dahingehend ausgelegt, dass gewebespezifische Absorptionsraten bestimmt werden. Da in [EU 1999] nicht definiert wird, wie unterschiedlich „nahezu gleiche elektrische Eigenschaften“ sein dürfen, könnte auch eine Mittelung über beliebig zusammenhängende Bereiche, bei der die Grenzen zwischen bestimmten Gewebearten übertreten werden, in Betracht kommen. Nach Meinung des Auftragnehmers ist die Vorschrift allerdings insgesamt fragwürdig, weil in den Körper eindringende elektromagnetische Felder in der Realität Gewebegrenzen überschreiten können (und das selbst bei deutlich unterschiedlichen elektrischen Eigenschaften). Eine gewebe- oder sogar organspezifische SAR-Bewertung könnte dann sinnvoll sein, wenn eine Charakterisierung der Exposition für Untersuchungen zu hypothetischen, nicht thermischen Effekten erfolgen soll. Da die Spezifische Absorptionsrate aber definitionsgemäß eine mit Wärmeeffekten verknüpfte physikalische Größe darstellt, sollten auch zu ihrer Bestimmung keine unphysikalischen Randbedingungen erzwungen werden.

Die in den USA geltenden einschlägigen Normen (Reihe C95.X [IEEE 2002] und auch die noch im Entwurfsstadium befindlichen Vorschriften für Mess- und Rechenverfahren [IEEE 2007] legen ausschließlich würfelförmige Volumina zugrunde. Aus rein pragmatischen Gründen wird auch in Europa in den meisten Untersuchungen der letzten 15 Jahre bei der Bestimmung der Teilkörper-SAR ein würfelförmiges Bezugsvolumen angesetzt. Die Empfehlung [EU 1999] bietet ebenfalls als Alternative für die 10 g-Mittelungsmasse „eine einfache geometrische Form, beispielsweise eine kubische Gewebemasse“ an. Die Einschränkung, „sofern die berechneten dosimetrischen Größen konservative Werte in Bezug auf die Expositionslinien aufweisen“, kann nach eigenen Erfahrungen allerdings allenfalls für sehr lokal einwirkende Feldverteilungen (beispielsweise im Fall körperberührender Endgeräte) überzeugen.

Im Rahmen dieses Vorhabens kann die Diskussion über das geeignete Mittelungsvolumen sicher nicht intensiviert werden.

Da gegebenenfalls auch externe Ergebnisse in das praktikable Rechenverfahren implementiert werden sollen, wird hier immer ein Bezug auf würfelförmige Bereiche mit 10 g Gewebemasse verwendet.

## 2.3 Körpermodelle

Mittlerweile steht eine Reihe von je nach Zielsetzung mehr oder weniger geeigneten kommerziellen oder frei verfügbaren anatomischen Personenmodellen für numerische Feldberechnungen zur Verfügung. Eine kurze Übersicht der bisher entwickelten Modelle enthält beispielsweise Anhang C der Norm DIN EN 62311 [DIN 2007].

Oft wurden in der Vergangenheit für Vergleiche mit Messungen, aber auch für numerische Abschätzungen, vereinfachte Körper- bzw. Teilkörpermodelle unterschiedlicher Geometrie und innerer Struktur benutzt. Die schlichteste Ausführung stellt das dem messtechnischen Pendant nachempfundene Flachphantom dar, gefolgt von weiteren homogen gefüllten, durch gekrümmte Oberflächen schon eher an menschliche Körperformen erinnernde Geometrien bis hin zu Modellen mit realistischer äußerer Formgebung des Kopfes oder auch des ganzen Körpers, die im Inneren homogen oder schalenförmig aufgebaut sind. Durch die Verfügbarkeit immer leistungsfähigerer Feldlöser und Rechner ist die Bedeutung einfacher Körpermodelle – abgesehen von Simulationsrechnungen für Messverfahren, bei denen nur die Verwendung flüssigkeits- oder gelgefüllter Körperphantome praktikabel ist – stark zurückgedrängt worden. Auch in der Leistungsbeschreibung des Auftraggebers zu diesem Forschungsvorhaben wird die Verwendung homogener Körpermodelle ausgeschlossen.

Basis für die numerische Dosimetrie ist hier daher das weltweit bisher wohl am häufigsten verwendete, von den Brooks Air Force Base Laboratories öffentlich bereitgestellte Modell eines männlichen Erwachsenen. Darin wurden die im 'Visible Human Project' der National Library of Medicine [NLM 1986; Spitzer et al. 1996] aus 1878 Transversalschnitten einer gefrorenen Leiche gewonnenen anatomischen Rohdaten, die als digitale fotografische Farbbilder mit 24 bit Informationstiefe und einer Auflösung von 0,32 mm x 0,32 mm in Querrichtung und 1 mm in Richtung der Körperlängsachse vorliegen, durch kubische 1 mm<sup>3</sup>-Voxel diskretisiert, denen gewebespezifische dielektrische Parameter (Permittivität und Leitfähigkeit) und Dichten zugeordnet wurden. Ungeachtet des tatsächlichen Körpergewichts von 199 lb. (ca. 90,26 kg) ergibt sich mit den Brooks-Originaldaten für das Modell eine Körpermasse von ca. 105 kg<sup>#</sup> bei einer Länge von 1,88 m<sup>##</sup>.

Da im Rahmen dieses Projektes die räumliche PV-Verteilung im gesamten Volumen des Körpermodells berechnet werden musste, war trotz der Benutzung eines Großrechners mit paralleler Prozessorstruktur in Anbetracht der Vielzahl von Fallrechnungen eine Verringerung der Rechenzeiten durch Reduzierung der Voxelanzahl notwendig.

Es wurde daher neben einem mit 1 mm aufgelösten Kopfmodell und einem (2 mm)<sup>3</sup>-Voxel-Ganzkörpermodell, die für Referenzberechnungen verwendet wurden,

- a) mit einem zwischen 1 und 4 mm inhomogen aufgelösten und mit einem vollständig mit (4 mm)<sup>3</sup>-Voxeln diskretisierten Brooks-Menschmodell
- b) mit einem sitzenden Personenmodell mit Auflösung wie unter a) gearbeitet, das durch Anwinkelung der Knie-, Hüft- und Ellenbogengelenke generiert wurde, um z.B. die Situation am Arbeitsplatz realitätsnah nachbilden zu können.

Für jede zu betrachtende Frequenz sind andere Parametersätze für die elektrischen Materialdaten (Permittivität  $\epsilon_r$  und Leitfähigkeit  $\sigma$ ) der 40 unterschiedlichen Gewebearten in den Körpermodellen zu verwenden, die, ebenso wie die spezifischen Gewichte der Gewebe, im Anhang dieses Berichts tabelliert sind. Außerdem findet sich dort eine Abbildung mit einer 3D-Ansicht und zwei Längsschnitten durch das stehende 105 kg-Menschmodell nach "Brooks".

Die mit Auflösungen zwischen 1 und 4 mm berechneten Verlustleistungsverteilungen wurden für alle untersuchten Quellen zur weiteren Verwendung im praktikablen Rechenverfahren in ein 4 mm-Raster übertragen.

<sup>#</sup> Es muss betont werden, dass es ein einheitliches 'visible human'-Modell nicht gibt, sondern diverse Modelle, die trotz der Verwendung der Rohdaten des 'Visible Human Project' je nach gewählter Auflösung, Vorgehensweise bei der Diskretisierung, Anzahl der unterschiedlichen Gewebearten und Wahl der Gewebeparameter voneinander abweichen können. Eine auffällige und für die Bestimmung der Ganzkörper-SAR wichtige Kenngröße ist immer die Körpermasse. Dabei ist anhand der zur Verfügung gestellten Angaben häufig nicht nachzuvollziehen, welche Maßnahmen bei der Modellerstellung dazu geführt haben, dass sich im Einzelfall eine kleinere (Bsp.: 90,3 kg [Christ et al. 2006]) oder eine größere (Bsp.: 103 kg [Bernardi et al. 2003]) Gesamtmasse für das jeweilige Modell ergibt.

<sup>##</sup> Unterschiedliche Längenangaben von 1,80 m bzw. 1,88 m erklären sich dadurch, dass entweder die Strecke vom Scheitel bis zur Ferse oder bis zu den nach unten gestreckten Zehen als Maß zugrunde gelegt wird.

## AP 3 Ermittlung eines Katalogs von SAR-Werten für den oberen Frequenzbereich

### 3.1 Exposition durch körperberührende Quellen

Wie in Abschnitt 2.2.1.1 bereits erläutert, ist die geplante Zusammenstellung detaillierter numerischer Ergebnisse zur SAR-Verteilung im anatomischen Körpermodell, verursacht durch GSM-, DECT- und UMTS-Handys am Ohr, aus [miniWatt II 2007, AP 2.1] nicht ableitbar. Um den Datenkatalog dennoch wenigstens um zwei Beispiele körperberührender Quellen erweitern zu können, wurden eigene Berechnungen der Absorption bei 900 MHz und 1800 MHz auf der Basis der auch in [miniWatt II 2007] verwendeten generischen Handymodelle durchgeführt, die vom IMST, Kamp-Lintfort entwickelt und freundlicherweise in Form von CAD-Dateien zur Verfügung gestellt worden sind. Das mit einer 'patch'-Antenne bestückte Handy wurde jeweils am rechten Ohr des Körpermodells positioniert; an der vom Körper abgewandten Rückseite des Handys wurde ein einfaches dielektrisches Handmodell platziert.

### 3.2 Körpernahe Exposition: Verarbeitung von Ergebnissen aus dem Forschungsvorhaben [BfS 2006]

Für die in Abschnitt 2.2.2.1 a) ausgewählten körpernahen "Quelle-Mensch"-Szenarien wurden alle SAR- (bzw.  $P_v$  -)Verteilungen im Rahmen des Vorhabens [BfS 2006] berechnet und hier in das 4 mm-Raster für das praktikable Rechenverfahren des vorliegenden Projekts übertragen.

Als Beispiel wird ein an Bild 10 angelehntes Szenario mit einer an einem Schreibtisch mit darauf platziertem W-LAN-Router (Sendefrequenz: 2.450 MHz, vertikale Polarisation) sitzenden Person betrachtet. Die Bilder 11 und 12 zeigen jeweils für die beiden Hauptschnitte in Längsrichtung durch die Körpermitte des sitzenden Menschmodells die Verteilungen der elektrischen Feldstärke und der Spezifischen Absorptionsrate für den Fall, dass der Router im zeitlichen Mittel die vom Hersteller angegebene maximale Leistung von 50 mW (entsprechend 100 mW EIRP) aussendet. Die lineare Skalierung von Bild 11 lässt gut die Strukturen außerhalb des Körpers, Feldüberhöhungen an Materialkanten sowie das Stehwellenfeld zwischen Tischplatte und Fußboden erkennen. Demgegenüber können Variationen der gegenüber dem Außenfeld sehr geringen Feldstärken innerhalb des Körpers nicht mehr aufgelöst werden. Daher wurden die SAR-Verteilungen in Bild 12 logarithmisch dargestellt und geben die Variation mit einer Dynamik von über 90 dB wieder.

Unter Berücksichtigung der Rechenergebnisse für das gesamte 3D-Körpermodell ergibt sich eine Ganzkörper-SAR von  $23,7 \mu\text{W}/\text{kg}$  und ein maximaler Teilkörper-Wert von  $585 \mu\text{W}/\text{kg}$ , der bei  $x_{\text{max}} = 55,6 \text{ cm}$ ,  $y_{\text{max}} = 35,6 \text{ cm}$ ,  $z_{\text{max}} = 78,4 \text{ cm}^\#$  auftritt.

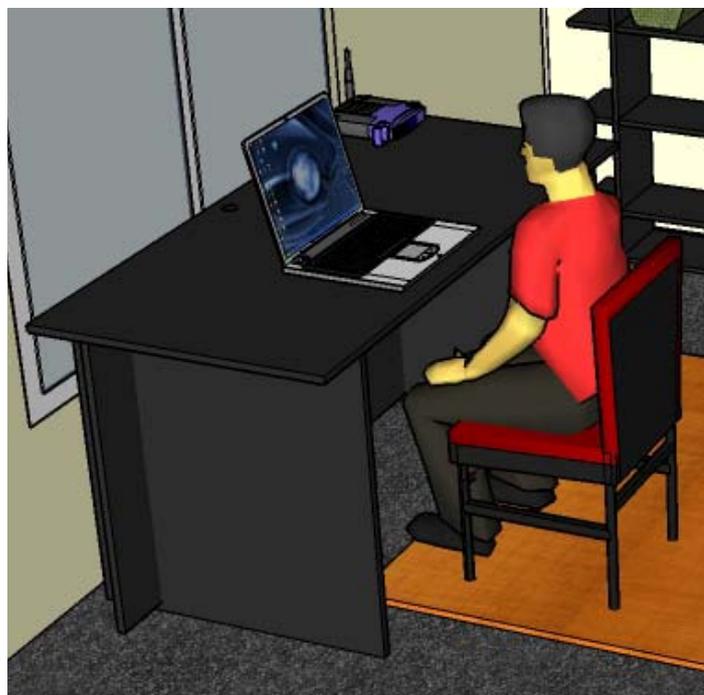


Bild 10: Sitzende Person am Schreibtisch mit W-LAN-Router (aktiv) und Notebook

#) Die Koordinatenangaben beziehen sich auf das im FDTD-Berechnungsprogramm verwendete Koordinatensystem, das mit dem für das "praktikable Rechenverfahren" in Bild 3 angegebenen verschobenen Bezugssystem in folgendem Zusammenhang steht:  
Für das stehende Körpermodell:  $x' = 5 \text{ cm} - x$ ;  $y' = 32 \text{ cm} - y$ ;  $z' = z - 100 \text{ cm}$ .  
Für das sitzende Körpermodell:  $x' = 62 \text{ cm} - x$ ;  $y' = 32 \text{ cm} - y$ ;  $z' = z - 100 \text{ cm}$ .

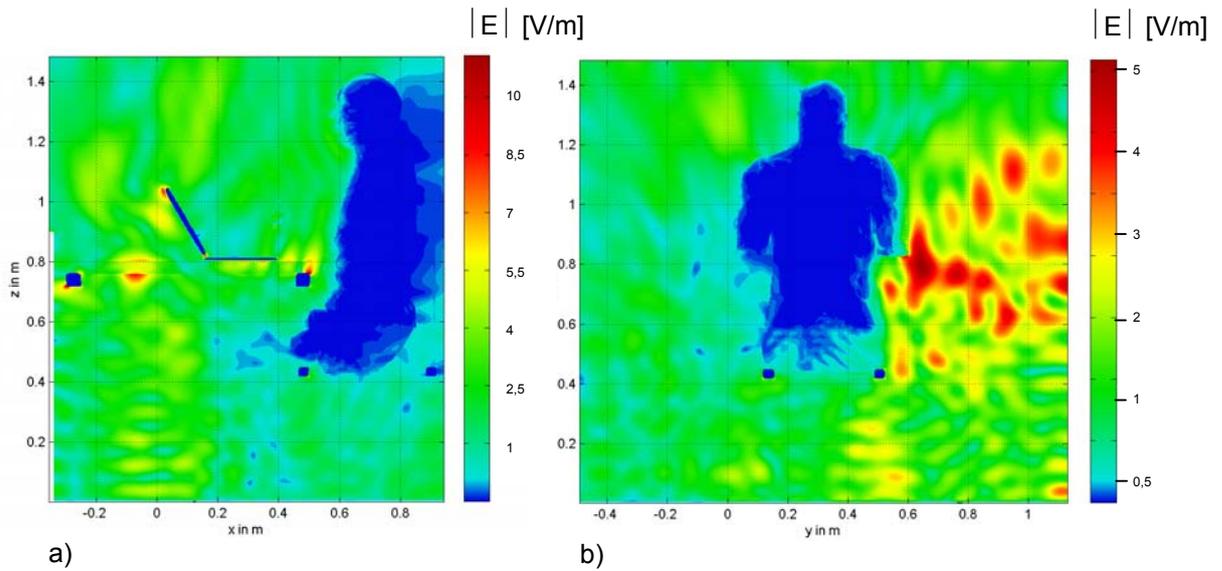


Bild 11: Elektrische Feldverteilung in zwei orthogonalen Längsschnittebenen durch die Körpermitte für den Fall der Exposition bei 2.450 MHz durch einen körpernahen W-LAN-Router mit  $P_S = 50 \text{ mW}$  (EIRP = 100 mW)

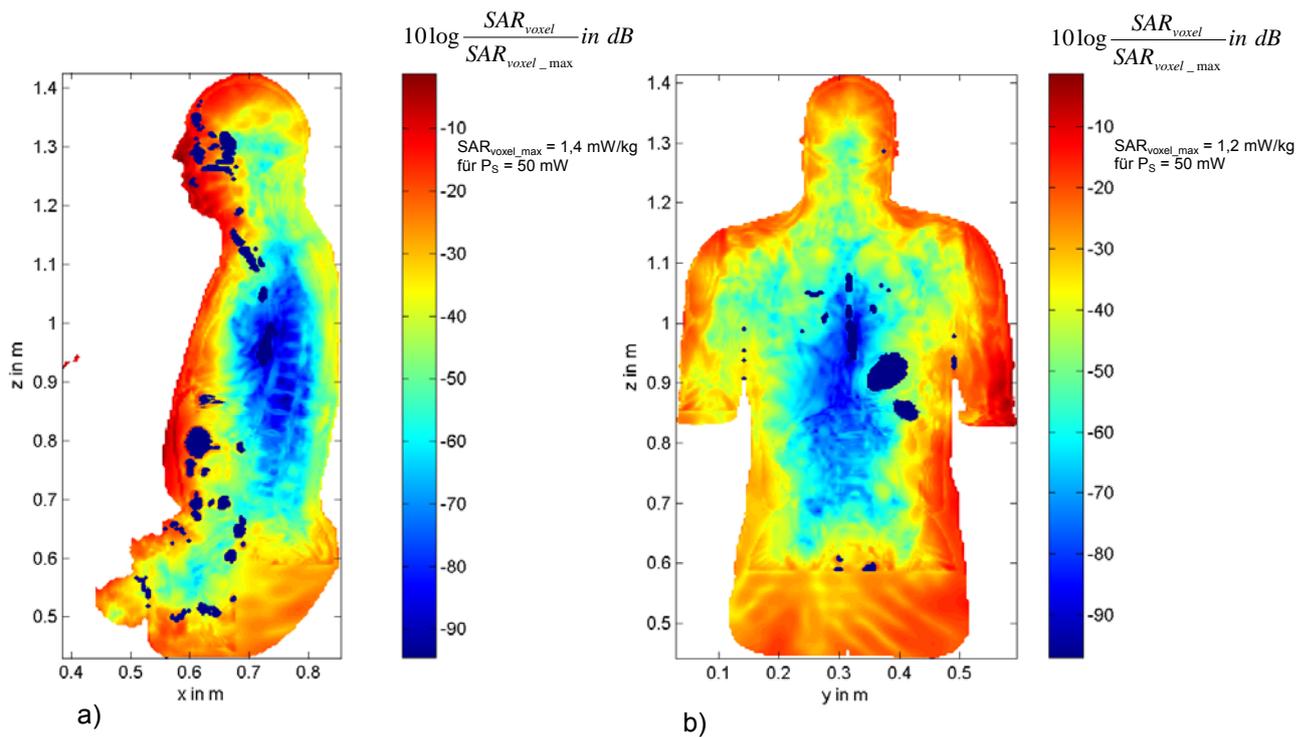


Bild 12: SAR-Verteilung im Körper für das in Bild 11 berechnete Szenario  
 Der Bezugswert  $SAR_{\text{voxel\_max}}$  ist das Maximum des jeweiligen Verhältnisses von lokaler Verlustleistung und Gewebemasse aller im gezeigten Einzelschnitt auftretenden Voxel. Für die Abschätzung der über 10 g gemittelten lokalen SAR kann dieser Wert nicht herangezogen werden.

### 3.3 Körperferne Quellen: 'outdoor'

Durch die Berücksichtigung ferner Quellen über SAR- (bzw.  $P_V$ -)Verteilungen homogener ebener Wellen ist das Verfahren nicht mehr quellen-, sondern frequenzorientiert. Die Verteilungen wurden für alle in Abschnitt 2.2.1.3 gewählten Frequenzen, die im 'outdoor'-Bereich eine Rolle spielen (450 MHz, 700 MHz, 900 MHz, 1.800 MHz und 2.100 MHz), für die jeweils 32 Einfallswinkel und 2 Polarisationsrichtungen sowie für das stehende und für das sitzende Körpermodell berechnet.

Aus dieser Datenmenge werden im Folgenden einige Beispiele für Feld- und SAR-Verteilungen gezeigt. Zur besseren Orientierung sind jeweils die beiden Hauptschnitte in Längsrichtung durch die Körpermitte des stehenden Menschmodells dargestellt. Bei den SAR-Darstellungen wird die Abkürzung SAR [dB]

anstelle von  $10 \log \frac{SAR_{\text{voxel}}}{SAR_{\text{voxel\_max}}}$  in dB verwendet.

Zur Bedeutung von  $SAR_{\text{voxel\_max}}$  wird auf die Fußnote in der Unterschrift von Bild 12 verwiesen.

Bild 13 und 14 vergleichen die Feld- und die SAR-Verteilungen bei zwei Frequenzen (900 MHz (a, c) und 1.800 MHz (b, d)) für den Fall, dass die Welle mit vertikaler Polarisation ( $e_0$ ) senkrecht von vorne, also unter den Winkeln  $\alpha = 0^\circ$ ,  $\varphi = 0^\circ$ , auf den Körper trifft. Die Stehwelligkeiten des elektrischen Feldes (Bild 13 a) und b)) infolge der Überlagerung der ankommenden homogenen ebenen Welle und der an der Körperoberfläche reflektierten Feldanteile spiegeln deutlich die Auswirkungen der um den Faktor 2 unterschiedlichen Frequenzen wider. Die Feldstärken innerhalb des Körpers sind sehr gering, allerdings kann man selbst in diesen linear skalierten Farbdarstellungen die größere Eindringtiefe bei der niedrigeren Frequenz erkennen. Auch die Teilbilder 13 c) und d) machen die wegen der kürzeren Wellenlänge kleinräumigere Variation des Feldes bei 1.800 MHz deutlich. Die entsprechenden Verteilungen der Spezifischen Absorptionsrate in Bild 14 geben das frequenzabhängige Eindringverhalten auch wieder, allerdings treten die Unterschiede wegen der logarithmischen Skalierung und des starken Einflusses der Leitfähigkeitsverteilung des Körpergewebes nicht mehr so klar hervor. Die numerische Auswertung der vollständigen dreidimensionalen SAR-Verteilung ergibt für eine Leistungsdichte der einfallenden Welle von  $1 \text{ mW/m}^2$  Ganzkörper-SAR-Werte von  $9,71 \text{ } \mu\text{W/kg}$  bei 900 MHz und  $7,35 \text{ } \mu\text{W/kg}$  bei 1.800 MHz.

Die Bilder 15 und 16 zeigen den Vergleich der Feld- und SAR-Verteilungen bei 1.800 MHz, wenn die Welle unter unterschiedlichen Elevationswinkeln auf den Körper trifft. Anhand der Veränderung der Stehwelligkeitsverteilung vor dem Körper wird die Verkipfung der Einfallsrichtung auch aus den Feldbildern offensichtlich. Den zugehörigen SAR-Verteilungen kann man die Vergrößerung des Elevationswinkels nur dadurch ansehen, dass ein zunehmender Anteil der Verlustleistung im Rückenbereich auftritt. Die für die Referenzleistungsdichte ausgewerteten Ganz- und maximalen Teilkörper-SAR-Werte für die Bereiche Kopf/Rumpf und Gliedmaßen sowie die Positionen des 10 g-Maximums sind für die verschiedenen Elevationswinkel in Tabelle III eingetragen.

Fall	Elevationswinkel $\alpha$	Ganzkörper-SAR in $\mu\text{W/kg}$	Max. Teilkörper-SAR Kopf/Rumpf in $\mu\text{W/kg}$	Zentrum des 10 g-Würfels			Max. Teilkörper-SAR Gliedmaßen in $\mu\text{W/kg}$	Zentrum des 10 g-Würfels		
				$x_{\text{max}}$ in cm	$y_{\text{max}}$ in cm	$z_{\text{max}}$ in cm		$x_{\text{max}}$ in cm	$y_{\text{max}}$ in cm	$z_{\text{max}}$ in cm
a)	$0^\circ$	7,35	130,3	7,6	32,4	178,0	134,1	6,0	36,4	102,4
b)	$15^\circ$	7,23	170,2	7,2	32,4	177,6	128,7	10,4	46,0	7,2
c)	$30^\circ$	6,87	162,2	7,6	32,0	176,0	126,2	10,4	46,0	7,2
d)	$45^\circ$	6,19	154,3	7,6	32,0	176,0	160,1	12,0	17,2	5,6

Tabelle III: Zu Bild 16: Ergebnisse der Auswertung der SAR-Verteilungen für  $1 \text{ mW/m}^2$

Sowohl die Ganzkörper- als auch die maximale Teilkörper-SAR im Kopf variiert nur wenig mit dem Elevationswinkel, während sich die Lage des Maximums der Teilkörper-SAR in den Gliedmaßen stark verändert.

In den Bildern 17 und 18 ist der Einfluss der Polarisation einer senkrecht von vorne auf den Körper einfallenden Welle auf die Feld- und SAR-Verteilungen dargestellt. Die Frequenz ist 1.800 MHz. Das elektrische Feld außerhalb des Körpers (Bild 17) zeigt insbesondere in der x-Schnittebene (c, d) deutliche Unterschiede, in den SAR-Verteilungen (Bild 18) fallen erst bei genauerem Hinsehen Abweichungen auf. Quantitativ beträgt die Ganzkörper-SAR  $8,14 \text{ } \mu\text{W/kg}$  bei horizontaler ( $e_\varphi$ ) und  $7,35 \text{ } \mu\text{W/kg}$  bei vertikaler Polarisation ( $e_0$ ), das Maximum der Teilkörper-SAR tritt mit  $194,9 \text{ } \mu\text{W/kg}$  ( $e_\varphi$ ) bzw.  $134,5 \text{ } \mu\text{W/kg}$  ( $e_0$ ) im Bereich der vor den Bauch gehaltenen Hände auf.

Ein erstes einfaches Beispiel für die Überlagerung der Wirkung multipler Quellen zeigt Bild 19. In 19 a) ist für den Fall einer senkrecht von vorne auf den Körper auftreffenden vertikal polarisierten Welle bei 900 MHz noch einmal die bereits aus Bild 14 a) bekannte SAR-Verteilung dargestellt. Bild 19 b) gibt die lokale SAR einer Welle bei 1800 MHz mit den Einfallswinkeln  $\alpha = 15^\circ$  und  $\varphi = 45^\circ$  und  $e_\theta$ -Polarisation wieder. In 19 c) ist schließlich die durch Überlagerung entstehende Gesamt-SAR-Verteilung zu sehen. Auf eine von der Leistungsdichte  $1 \text{ mW/m}^2$  im Referenzpunkt abweichende Gewichtung der beiden Beiträge wurde hier noch verzichtet. Tabelle IV stellt die berechneten SAR-Daten zusammen.

Fall	Frequenz [MHz]	Ganzkörper-SAR [ $\mu\text{W/kg}$ ]	Max. Teilkörper-SAR [ $\mu\text{W/kg}$ ]	Zentrum des 10 g-Würfels		
				$x_{\text{max}}$ [cm]	$y_{\text{max}}$ [cm]	$z_{\text{max}}$ [cm]
a)	900	9,71	131,0	7,6	31,6	178,4
b)	1.800	6,39	96,5	7,2	32,4	177,6
c)	900 + 1.800	16,10	219,7	7,6	32,0	178,0

Tabelle IV: Zu Bild 19: Auswertung der SAR-Verteilungen

Die Ganzkörper-SAR im Fall der Überlagerung beider Wellen stellt folgerichtig die Summe der Einzel-SAR-Werte dar. Für die maximale Teilkörper-SAR gilt dies grundsätzlich nicht, weil die Maxima der Einzelverteilungen normalerweise nicht am gleichen Ort auftreten. Im vorliegenden Beispiel überlappen sich die SAR-Verteilungen um die beiden innerhalb der Nase auftretenden Maxima jedoch sehr stark.

### 3.4 Körperferne Quellen: 'indoor'

Prinzipiell können auf eine Person, die sich im 'indoor'-Bereich aufhält, neben körperberührenden und körpernahen Quellen noch körperferne Quellen aus dem Innenbereich sowie körperferne Quellen aus dem 'outdoor'-Bereich einwirken. Zu den internen Quellen mit Fernfeldcharakter wurden hier im  $P_V$ -Katalog die winkelabhängigen Daten für einen W-LAN-Router und eine DECT-Basisstation hinterlegt, deren Wirkungen durch homogene ebene Wellen bei 2.450 MHz bzw. 1.900 MHz beschrieben werden. Zur Berücksichtigung eventueller Bodenreflexionen wurde der Standard-Winkelbereich für die  $P_V$ -Verteilungen (vgl. S. 11) bei jeweils allen 8 Azimutwinkeln um die negativen Elevationswinkel  $\alpha = -15^\circ$  und  $\alpha = -30^\circ$  erweitert. Auch im Innenbereich können das stehende und das sitzende Modell eines Erwachsenen berücksichtigt werden.

Beispielhaft zeigt Bild 20 die Feld- und SAR-Verteilungen für eine Person, die in 3 m Abstand seitlich von dem Schreibtisch mit dem W-LAN-Router (vgl. Bild 10) so sitzt, dass die Einfallrichtung der vertikal polarisierten Welle bezüglich des Körpers durch  $\alpha = 0^\circ$ ,  $\varphi = 90^\circ$  beschrieben werden kann. Für EIRP = 100 mW und  $r = 3 \text{ m}$  ergibt sich nach Gl. 3 eine Leistungsdichte von  $0,884 \text{ mW/m}^2$  am Referenzort. Die für  $1 \text{ mW/m}^2$  berechneten Tabellenwerte der Verlustleistung  $P_V$  sind gemäß Gl. 12 also mit  $G_s = 0,884$  zu bewerten.

Damit ergibt sich ein Ganzkörper-SAR-Wert von  $2,53 \mu\text{W/kg}$ , ein maximaler Teilkörper-Wert von  $48,6 \mu\text{W/kg}$  und eine Lage des 10 g-Maximums bei  $x_{\text{max}} = 38,8 \text{ cm}$ ,  $y_{\text{max}} = 30,0 \text{ cm}$ ,  $z_{\text{max}} = 91,6 \text{ cm}$ . Erwartungsgemäß sind die SAR-Werte mit  $\Delta\text{SAR}_{\text{GK}} = -91,4 \%$  bzw.  $\Delta\text{SAR}_{10 \text{ g, max}} = -98,38 \%$  deutlich geringer als in dem unter 3.2 diskutierten Fall, dass die Person in unmittelbarer Nähe des W-LAN-Routers am Schreibtisch sitzt.

In Bild 21 sind nach dem gewohnten Darstellungsschema die Feld- und SAR-Verteilungen für den Fall der Wirkung eines DECT-Telefons auf eine in 4 m Abstand stehende Person angegeben (Einfallrichtung  $\alpha = 0^\circ$ ,  $\varphi = 45^\circ$ ). Bei einer angenommenen Strahlungsleistung von ca. 10 mW ('single user'-Normalbetrieb), die auf einen Gewichtungsfaktor  $G_s = 0,05$  führt, betragen die SAR-Werte  $\text{SAR}_{\text{GK}} = 0,18 \mu\text{W/kg}$  und  $\text{SAR}_{10 \text{ g, max}} = 3,8 \mu\text{W/kg}$  ( $x_{\text{max}} = 25,6 \text{ cm}$ ,  $y_{\text{max}} = 42,0 \text{ cm}$ ,  $z_{\text{max}} = 31,2 \text{ cm}$ ), was im Vergleich zu dem oben diskutierten Fall des W-LAN-Routers als vernachlässigbar anzusehen wäre.

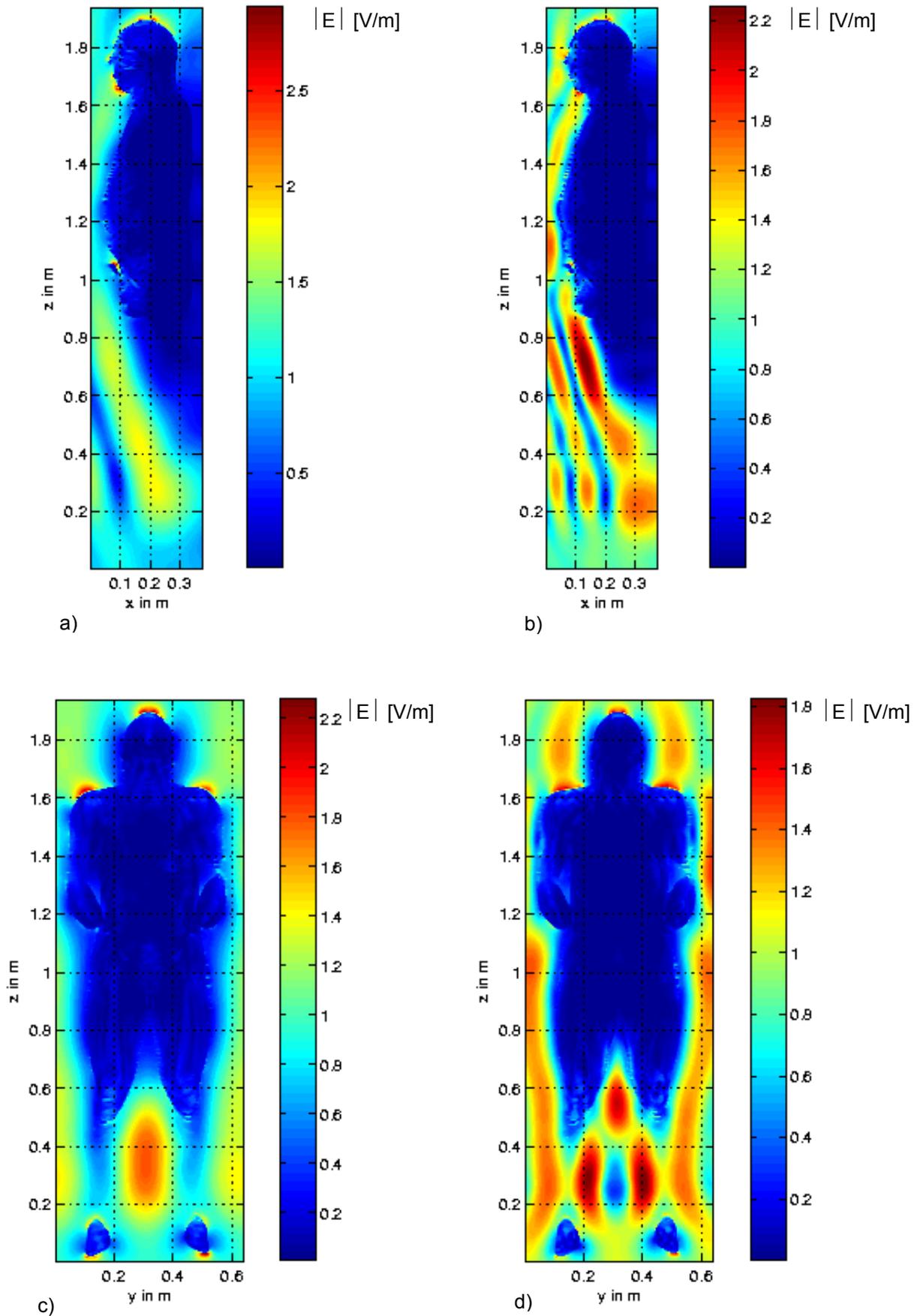


Bild 13: Elektrische Feldverteilungen für 900 MHz (a, c) und 1.800 MHz (b, d) beim Einfall einer homogenen ebenen Welle mit  $1 \text{ mW/m}^2$  im Referenzpunkt unter  $\alpha = 0^\circ$ ,  $\varphi = 0^\circ$  (vertikale Polarisation)

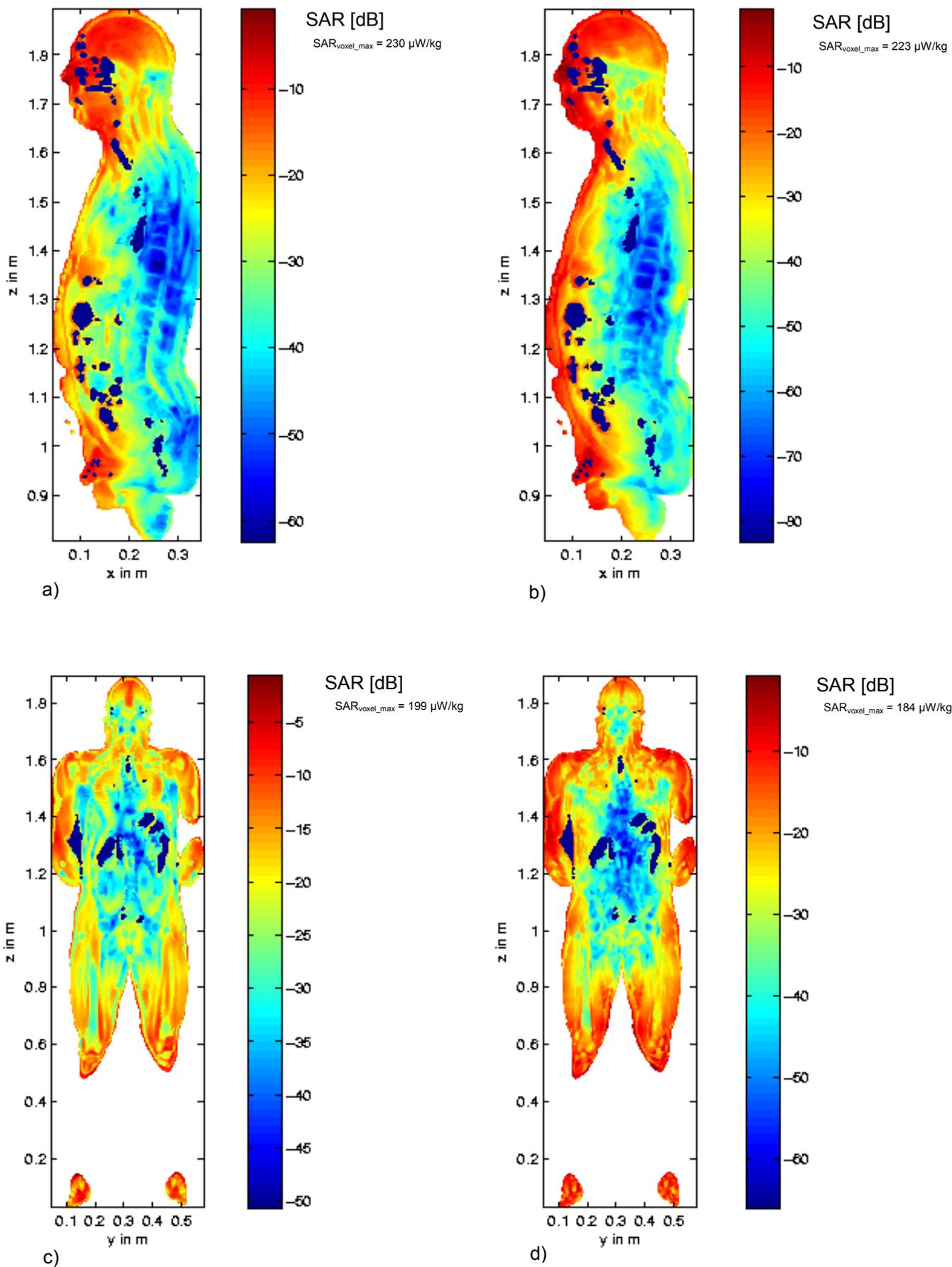


Bild 14: SAR-Verteilungen für 900 MHz (a, c) und 1.800 MHz (b, d) beim Einfall einer homogenen ebenen Welle unter  $\alpha = 0^\circ$ ,  $\varphi = 0^\circ$  (vertikale Polarisation)

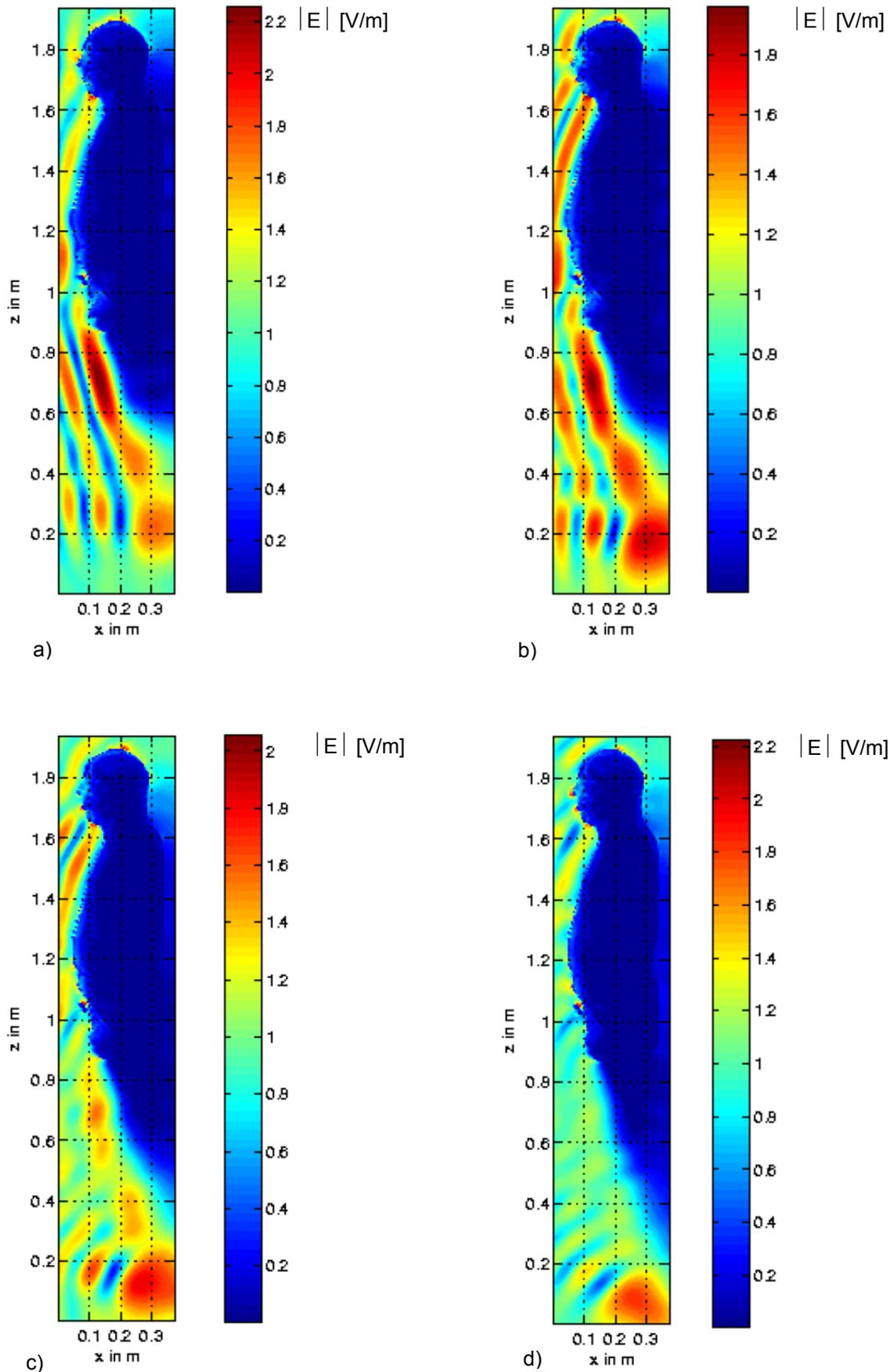


Bild 15: Elektrische Feldverteilungen beim Einfall einer homogenen ebenen Welle mit  $1 \text{ mW/m}^2$  im Referenzpunkt bei 1.800 MHz (vertikale Polarisation) unter dem Azimutwinkel  $\varphi = 0^\circ$  und den Elevationswinkeln a)  $\alpha = 0^\circ$ , b)  $\alpha = 15^\circ$ , c)  $\alpha = 30^\circ$  und d)  $\alpha = 45^\circ$

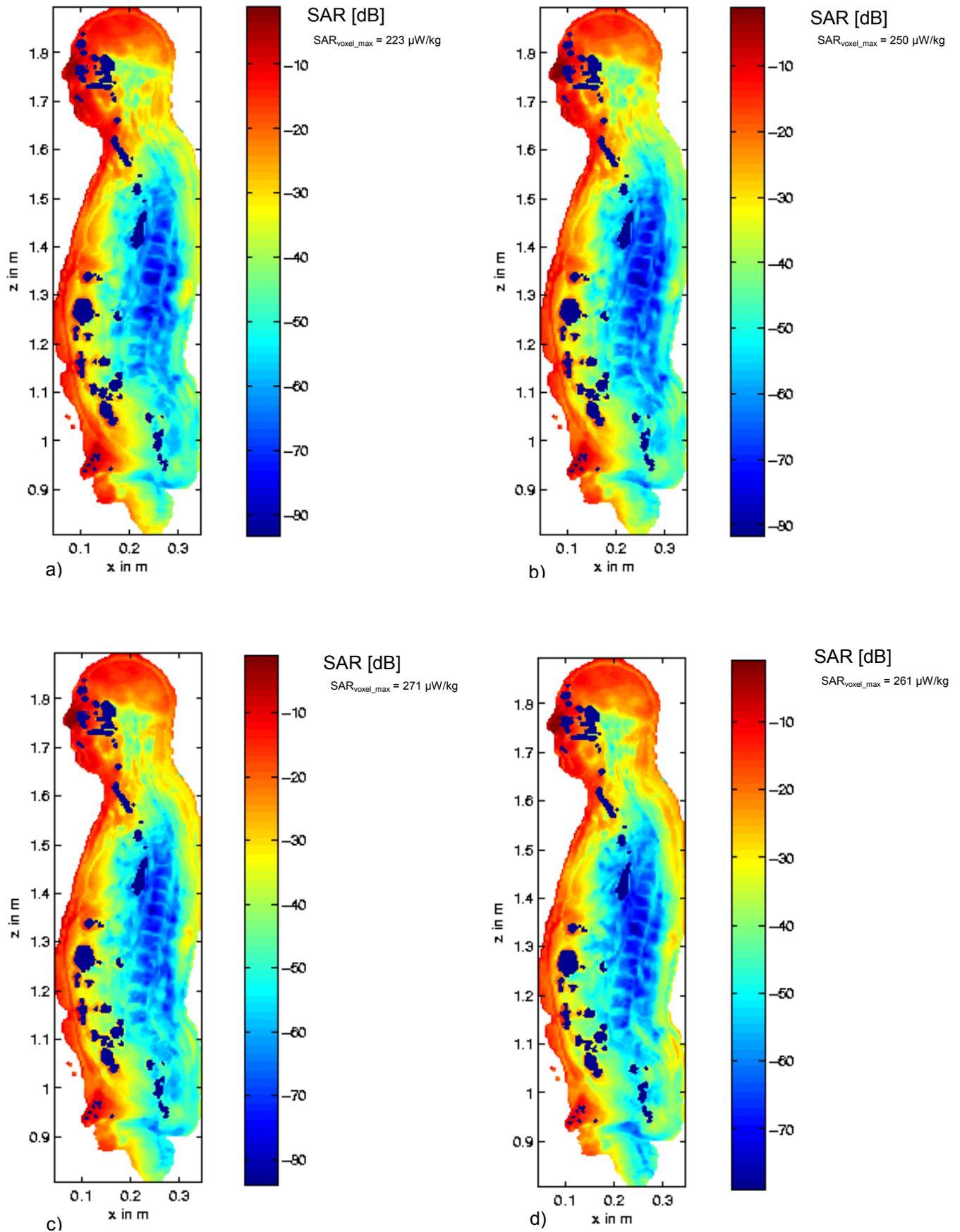


Bild 16: SAR-Verteilungen beim Einfall einer homogenen ebenen Welle bei 1.800 MHz (vertikale Polarisation) unter dem Azimutwinkel  $\varphi = 0^\circ$  und den Elevationswinkeln a)  $\alpha = 0^\circ$ , b)  $\alpha = 15^\circ$ , c)  $\alpha = 30^\circ$  und d)  $\alpha = 45^\circ$

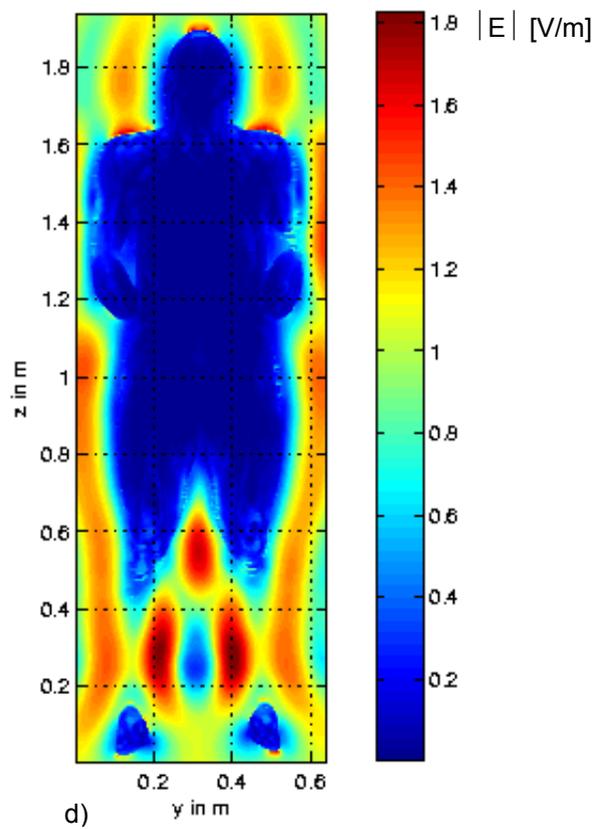
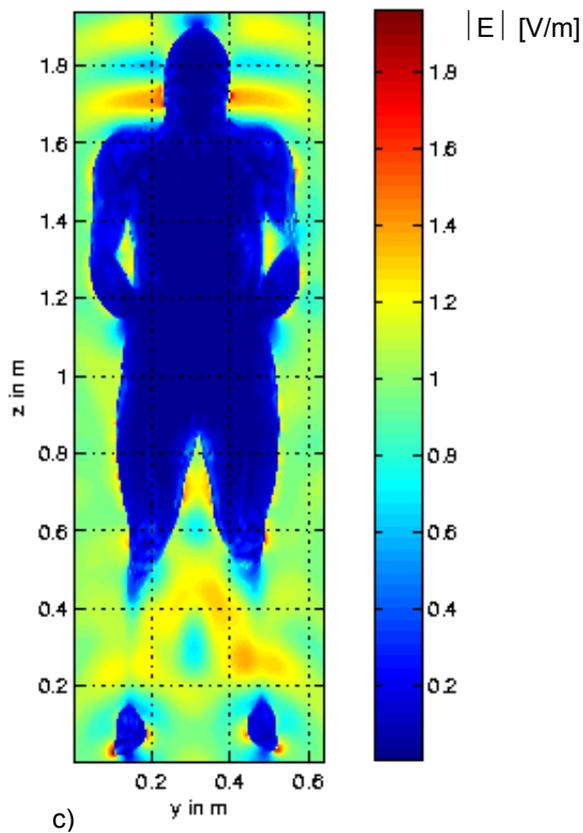
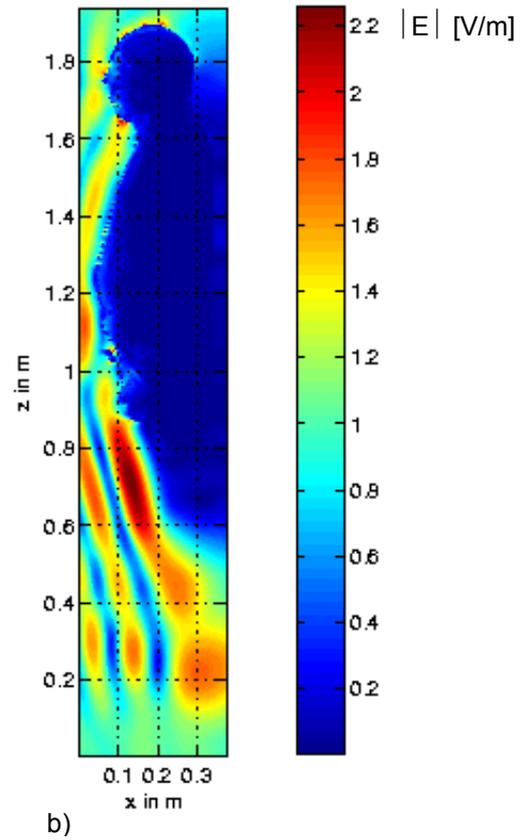
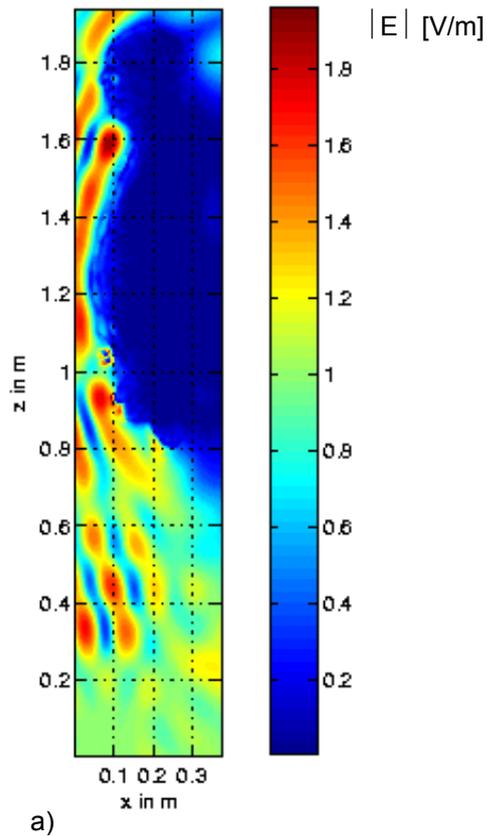


Bild 17: Elektrische Feldverteilungen beim Einfall einer homogenen ebenen Welle mit  $1 \text{ mW/m}^2$  im Referenzpunkt unter  $\alpha = 0^\circ$ ,  $\varphi = 0^\circ$  bei 1.800 MHz mit horizontaler (a, c) und vertikaler Polarisation (b, d)

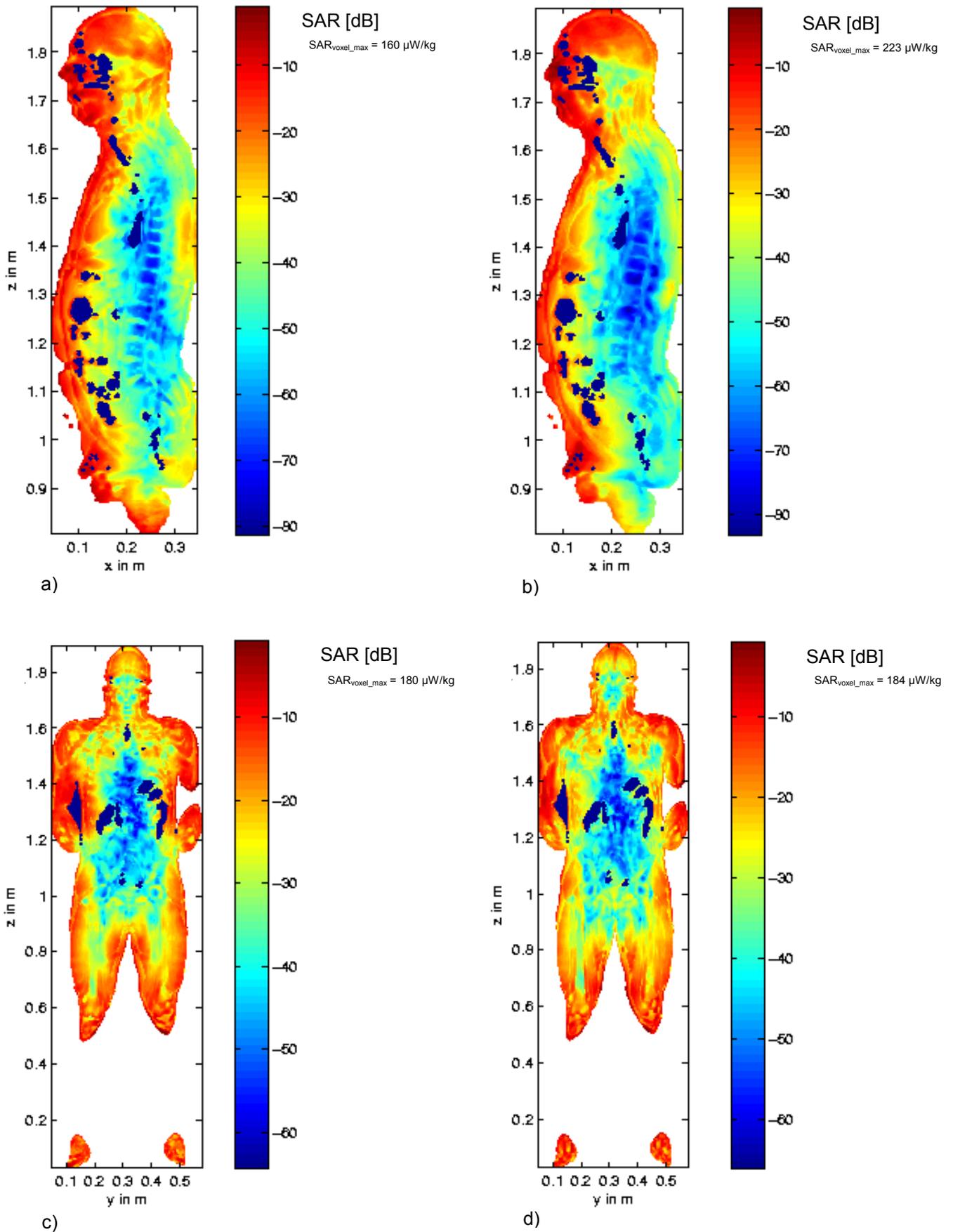


Bild 18: SAR-Verteilungen beim Einfall einer homogenen ebenen Welle unter  $\alpha = 0^\circ$ ,  $\varphi = 0^\circ$  bei 1.800 MHz mit horizontaler (a, c) und vertikaler Polarisierung (b, d)

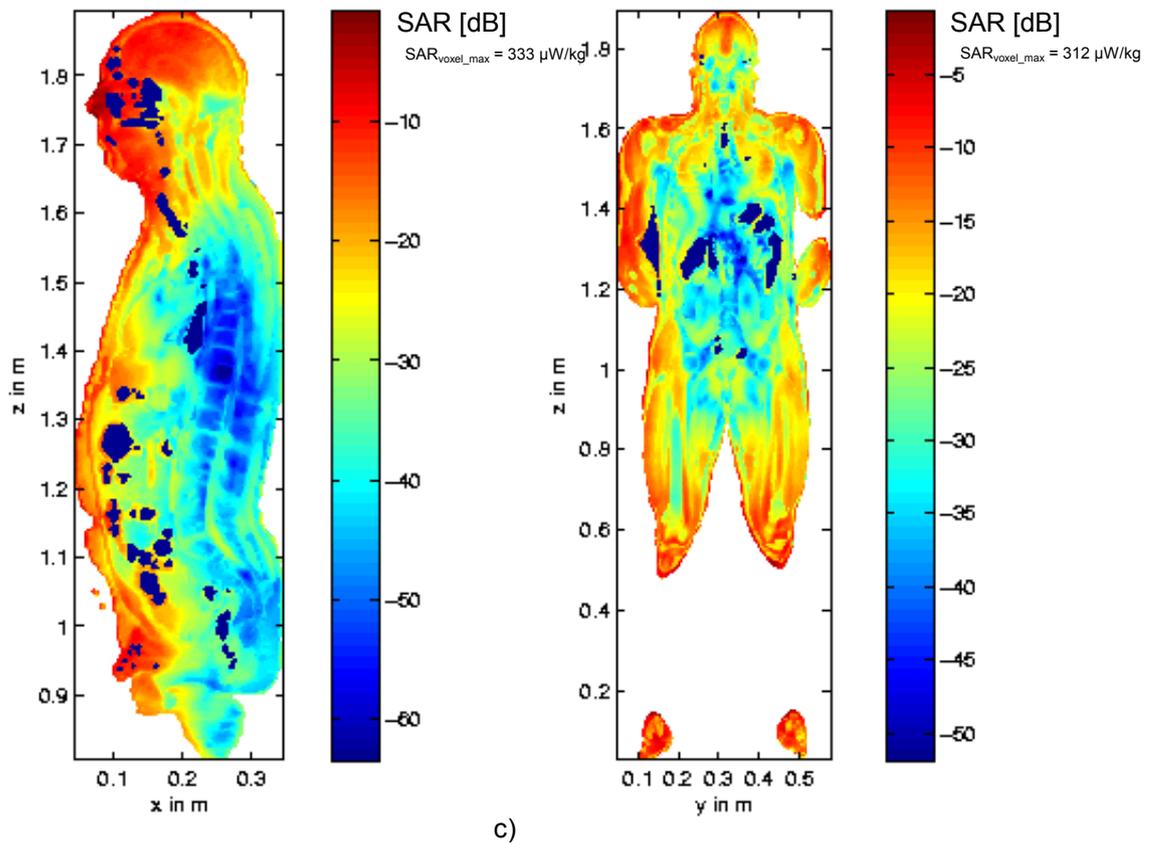
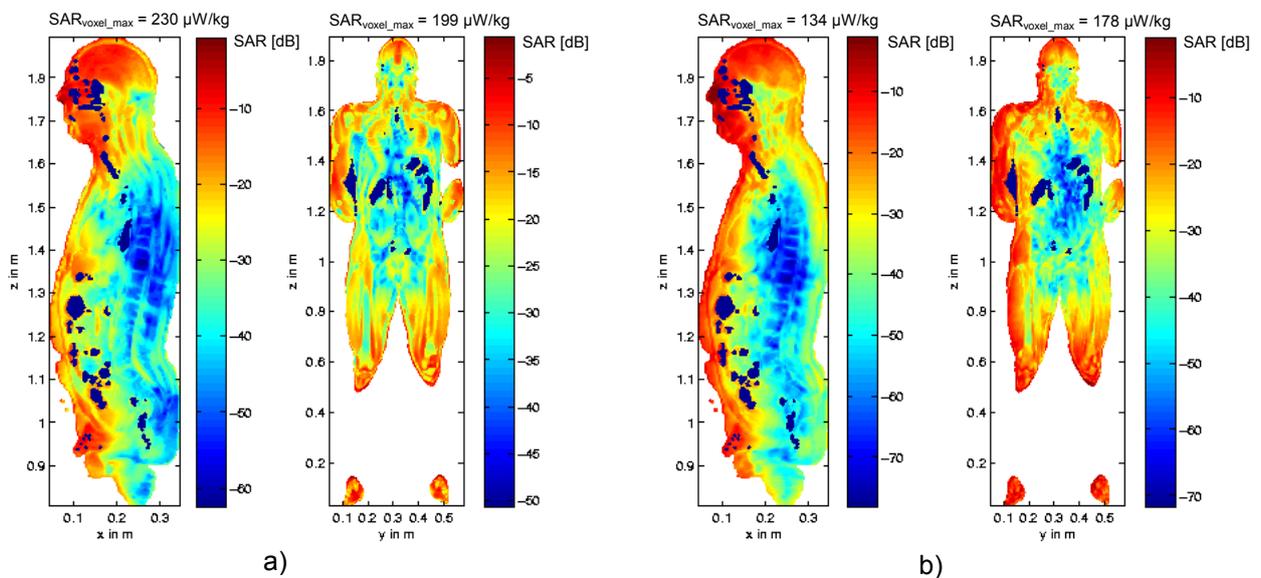


Bild 19: SAR-Verteilungen beim Einfall von homogenen ebenen Welle mit  $\mathbf{e}_\theta$ -Polarisation  
 a) HEW unter  $\alpha = 0^\circ$ ,  $\varphi = 0^\circ$  bei 900 MHz  
 b) HEW unter  $\alpha = 15^\circ$ ,  $\varphi = 45^\circ$  bei 1.800 MHz  
 c) Gleichzeitiger Einfall der Wellen aus a) und b)

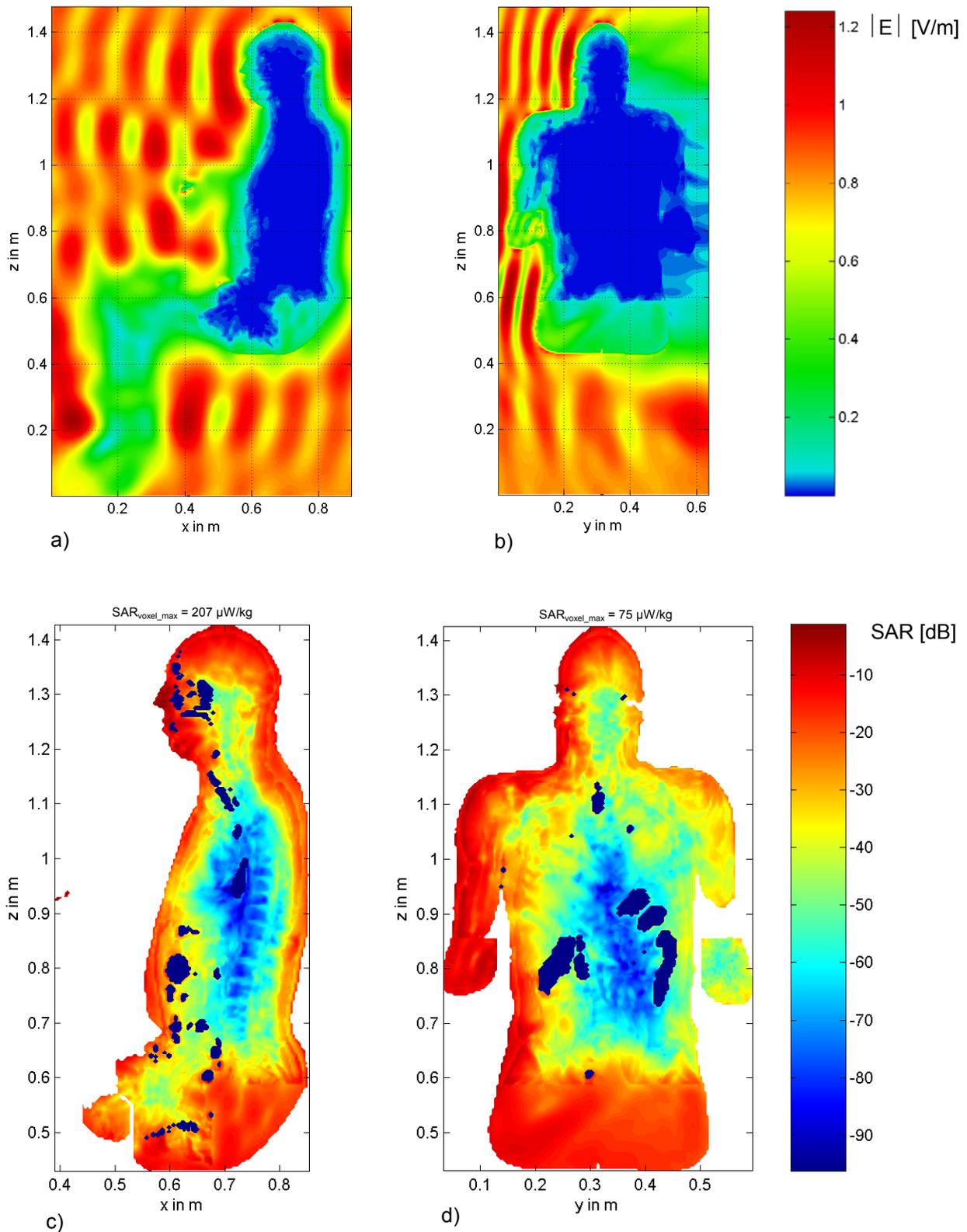


Bild 20: Verteilungen der elektrischen Feldstärke (a, b) und der SAR (c, d) beim Einfall einer homogenen ebenen Welle mit  $0,884 \text{ mW/m}^2$  im Referenzpunkt bei 2.450 MHz unter dem Elevationswinkel  $\alpha = 0^\circ$  und dem Azimutwinkel  $\varphi = 90^\circ$  auf eine sitzende Person (vertikale Polarisation)

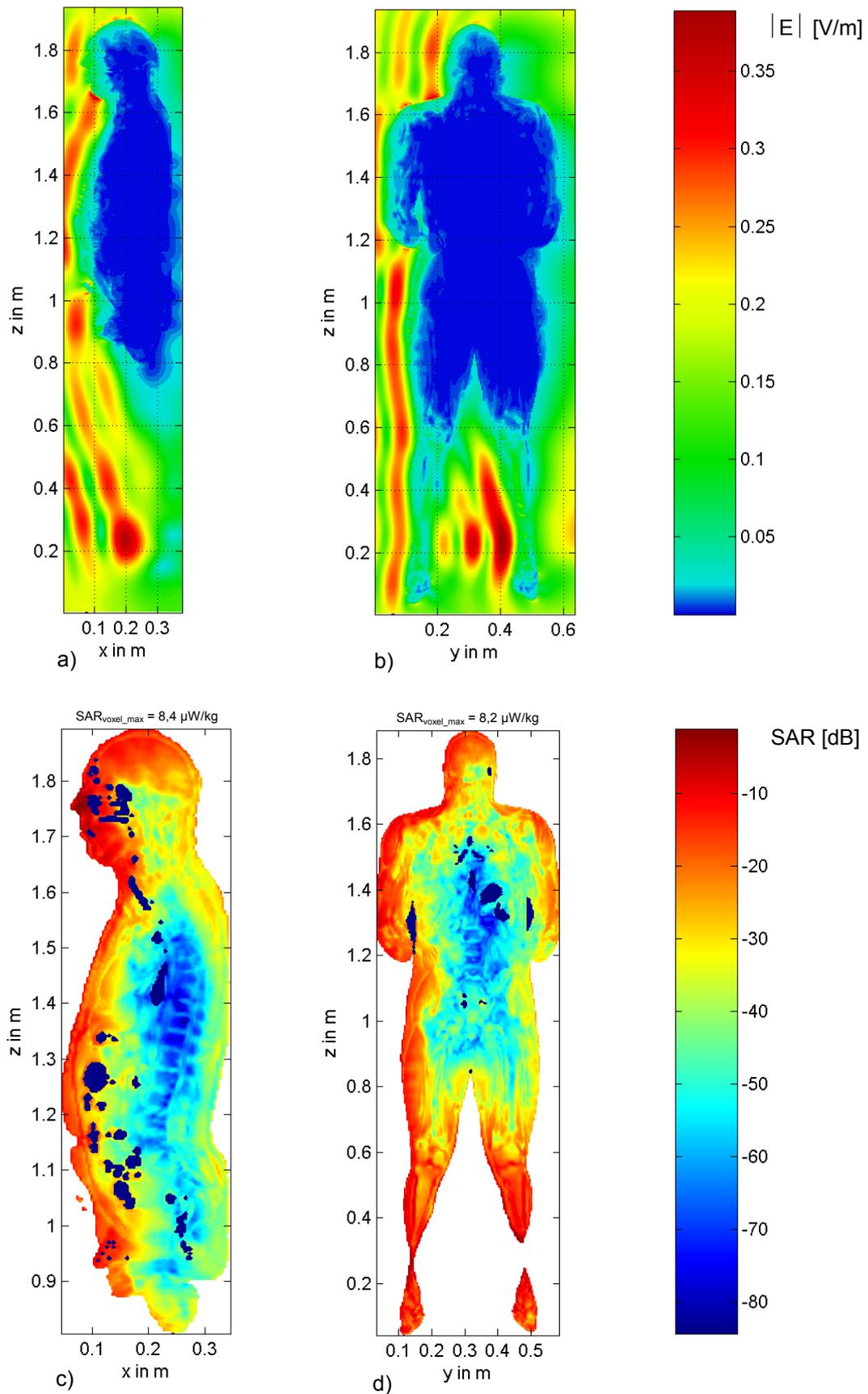


Bild 21: Verteilungen der elektrischen Feldstärke (a, b) und der SAR (c, d) beim Einfall einer homogenen ebenen Welle mit  $0,05 \text{ mW/m}^2$  im Referenzpunkt bei 1.900 MHz unter dem Elevationswinkel  $\alpha = 0^\circ$  und dem Azimutwinkel  $\varphi = 45^\circ$  auf eine stehende Person (vertikale Polarisation)

## AP 4 Ermittlung eines Katalogs von SAR-Werten für den unteren Frequenzbereich

### 4.1 Körpernahe Exposition (falls marktrelevant)

Als körpernahe Feldquellen im niedrigen HF-Bereich in Frage kommende Geräte konnten nicht identifiziert werden. Induktionskochfelder, die als marktrelevante Einzelquellen zunächst in Betracht gezogen waren, arbeiten bei Betriebsfrequenzen von maximal einigen zehn kHz und liegen damit unterhalb des für SAR-Untersuchungen interessierenden Frequenzbereichs.

### 4.2 Körperferne Quellen: 'outdoor' / 'indoor'

Als Vertreter einer Feldquelle am unteren Rand des zu untersuchenden Spektralbereichs wird hier ein Mittelwellenrundfunksender betrachtet, dessen konkrete Sendefrequenz von ca. 500 kHz in Anlehnung an die aktuelle Frequenztafel der wenigen noch in Europa betriebenen starken Mittelwellensender ausgewählt wurde. Die Feldberechnungen wurden mit dem auf S. 8 Mitte erwähnten Frequenztransformationsverfahren durchgeführt. Auch hier wird zwischen stehendem und sitzendem Menschmodell unterschieden.

Die Bilder 22 und 23 zeigen im Vergleich die Feld- und SAR-Verteilungen für zwei aus den Einfallrichtungen  $\alpha = 0^\circ$ ,  $\varphi = 0^\circ$  (a, c) und  $\alpha = 0^\circ$ ,  $\varphi = 270^\circ$  (b, d) auf eine stehende Person bei einer Frequenz von 500 kHz mit  $1 \text{ mW/m}^2$  treffende Wellen.

Es stellt sich heraus, dass das Feld im Körper im Gegensatz zu hohen Frequenzen quasi-homogen ist. Dadurch bildet die SAR-Verteilung deutlicher die Anatomie des menschlichen Körpers ab, weil im Wesentlichen die Gewebeleitfähigkeit und nicht die Inhomogenität des Feldes die Variation der SAR bestimmt.

Die konkreten Expositionsdaten sind trotz der beiden extrem unterschiedlichen Einfallswinkel bei Rechenergebnissen von  $\text{SAR}_{\text{GK}} = 1,87 \text{ nW/kg} \pm 1,1 \%$  und  $\text{SAR}_{10 \text{ g, max}} = 61,5 \text{ nW/kg} \pm 1 \%$  als identisch anzusehen, wobei auch das Maximum jeweils bei  $x_{\text{max}} = 26,0 \text{ cm}$ ,  $y_{\text{max}} = 15,2 \text{ cm}$ ,  $z_{\text{max}} = 16,0 \text{ cm}$ , d. h. im Bereich der linken Ferse, auftritt. Wegen der durch die große Wellenlänge bedingten geringen Feld-einkopplung in den Körper sind die SAR-Werte mit 2 bis 4 Größenordnungen Unterschied zu den bisher betrachteten höherfrequenten Szenarien erwartungsgemäß sehr niedrig.

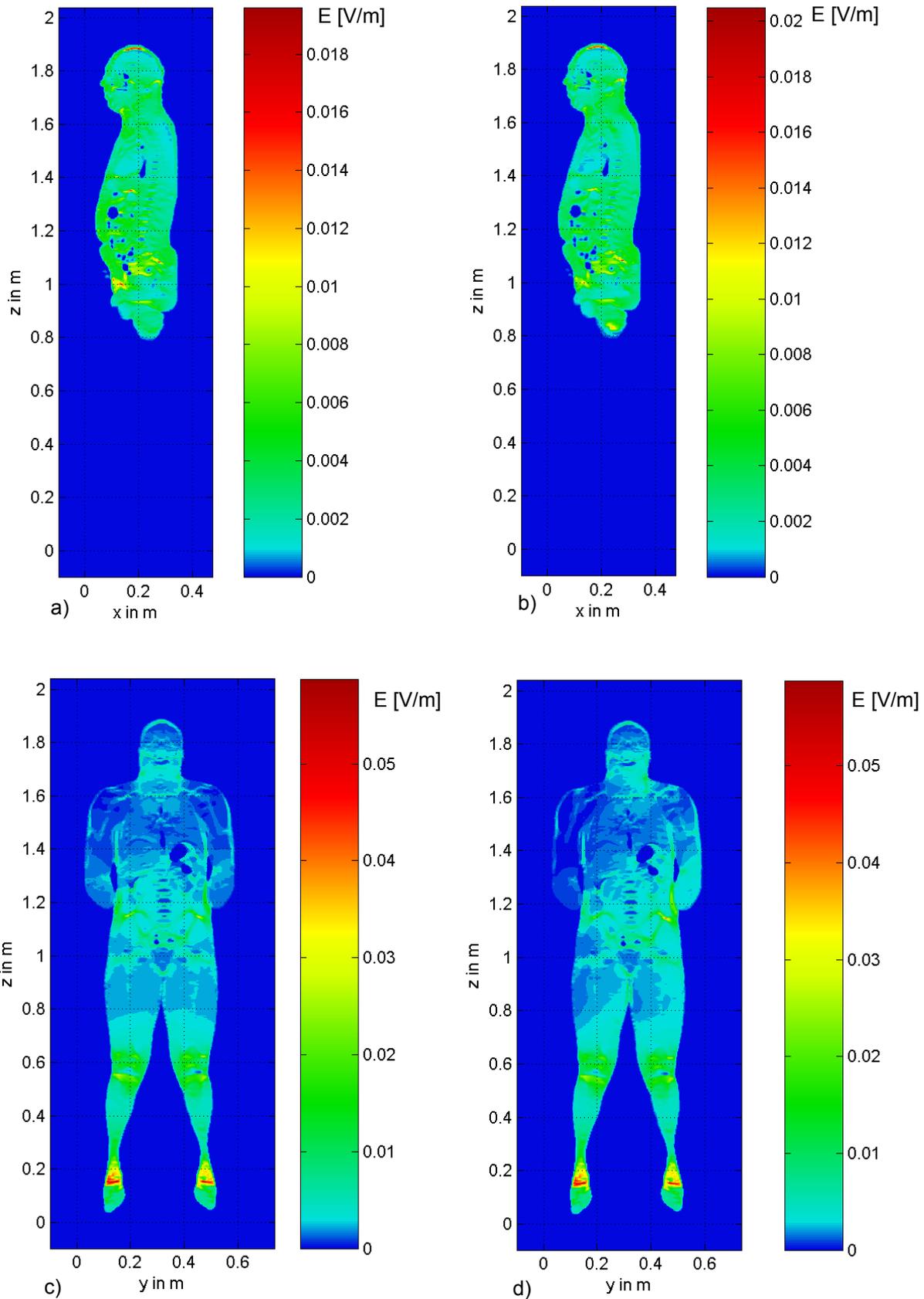


Bild 22: Verteilungen der elektrischen Feldstärke im Körper beim Einfall einer homogenen ebenen Welle mit  $1 \text{ mW/m}^2$  im Referenzpunkt bei 500 kHz (vertikale Polarisation) unter dem Elevationswinkel  $\alpha = 0^\circ$  und den Azimutwinkeln  $\varphi = 0^\circ$  (a, c) und  $\varphi = 270^\circ$  (b, d). Zur deutlicheren Darstellung wurde das Außenfeld zu Null gesetzt.

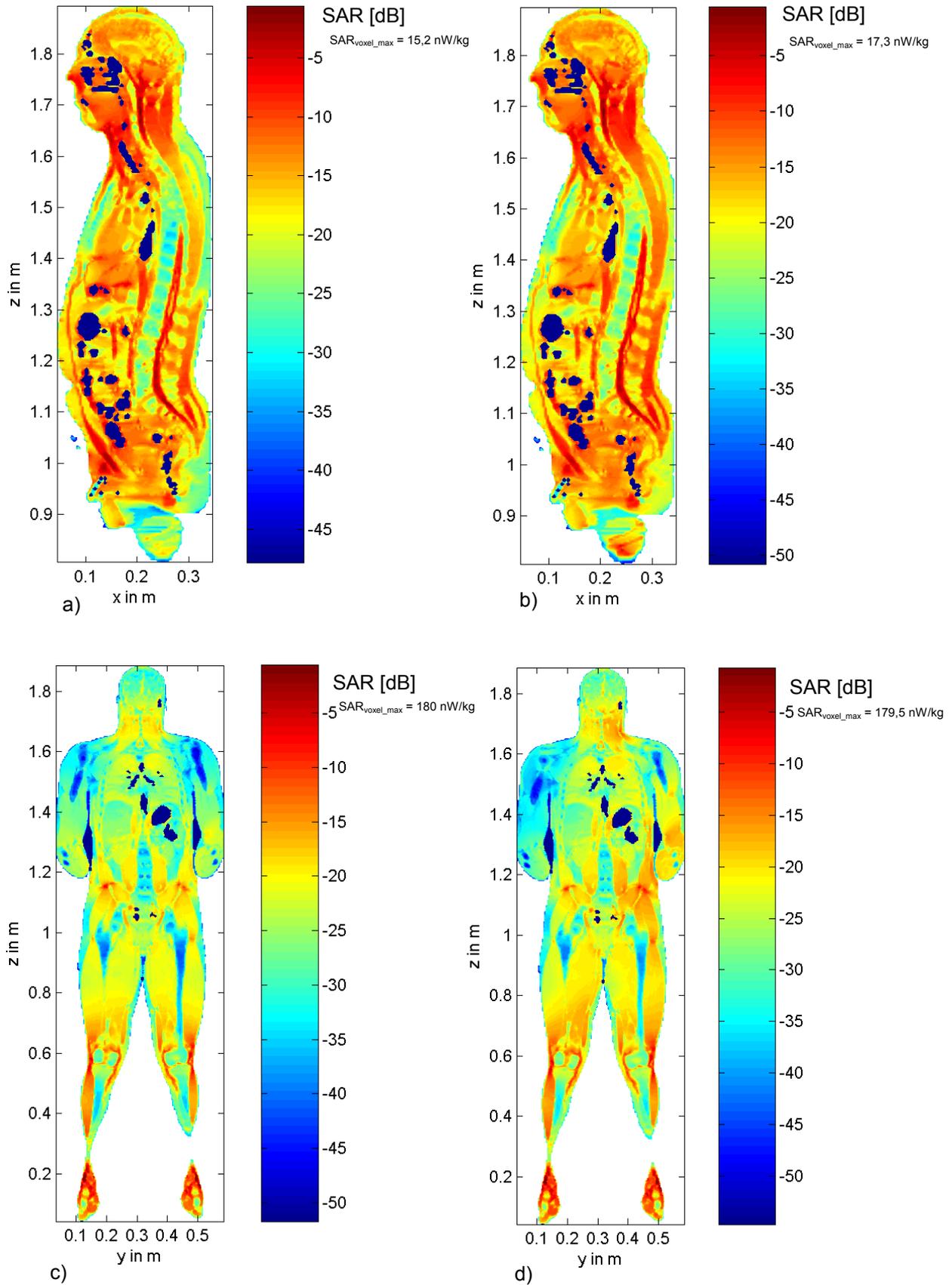


Bild 23: SAR-Verteilungen beim Einfall einer homogenen ebenen Welle bei 500 kHz (vertikale Polarisierung) unter dem Elevationswinkel  $\alpha = 0^\circ$  und den Azimutwinkeln  $\varphi = 0^\circ$  (a, c) und  $\varphi = 270^\circ$  (b, d)

## AP 5 Anwendung des Verfahrens

### 5.1 Untersuchung eines 'indoor'-Szenarios mit bis zu 6 HF-Strahlungsquellen

#### a) Spezifikation der Quellen

Zur Anwendung des praktikablen Rechenverfahrens wird hier beispielhaft als eines von vielen denkbaren Szenarien für den 'inhouse'-Bereich eine an einem Schreibtisch sitzende Person angenommen. Der Schreibtisch steht vor einer Wand, und seitlich von der Person befindet sich in 1,5 m Abstand ein Fenster mit den Abmessungen 1 m x 1,5 m (B x H). Die Person wird durch die nachstehenden externen und internen multiplen Quellen exponiert:

1. Mittelwellen-Rundfunksender (Frequenz 500 kHz) mit 500 kW Sendeleistung in 1,5 km Abstand vom Fenster
2. GSM-Basisstation (Frequenz 900 MHz) mit 350 W Sendeleistung in 500 m Abstand vom Fenster
3. DECT-Basisstation (Frequenz 1.900 MHz) mit 216 mW Sendeleistung (Multiuser-Betrieb) auf dem Schreibtisch ca. 45 cm von der Wand entfernt ('worst case'-Szenario Dect-4-Er-Sitz-Wand aus [BfS 2006]) (Sendeleistung = maximal zulässige EIRP))
4. W-LAN-Router (Frequenz 2.450 MHz) mit 61 mW Sendeleistung, 2,15 dB Gewinn (100 mW EIRP) auf der dem Fenster gegenüberliegenden Wand in 2 m Höhe montiert. Neben dem direkten Ausbreitungspfad Berücksichtigung eines zusätzlichen Pfades mit Wandreflexion
5. Notebook im GPRS-Betrieb (Frequenz 900 MHz) mit 960 mW Sendeleistung, zentriert auf den Oberschenkeln des Nutzers positioniert (Szenario NB-8-GPRS-Er-Sitz-offen-Knie-Frei aus [BfS 2006])
6. Handy (Frequenz 1.800 MHz) mit 120 mW Sendeleistung am rechten Ohr der Person.

In Bild 24 ist das Gesamt-Szenario schematisch skizziert.

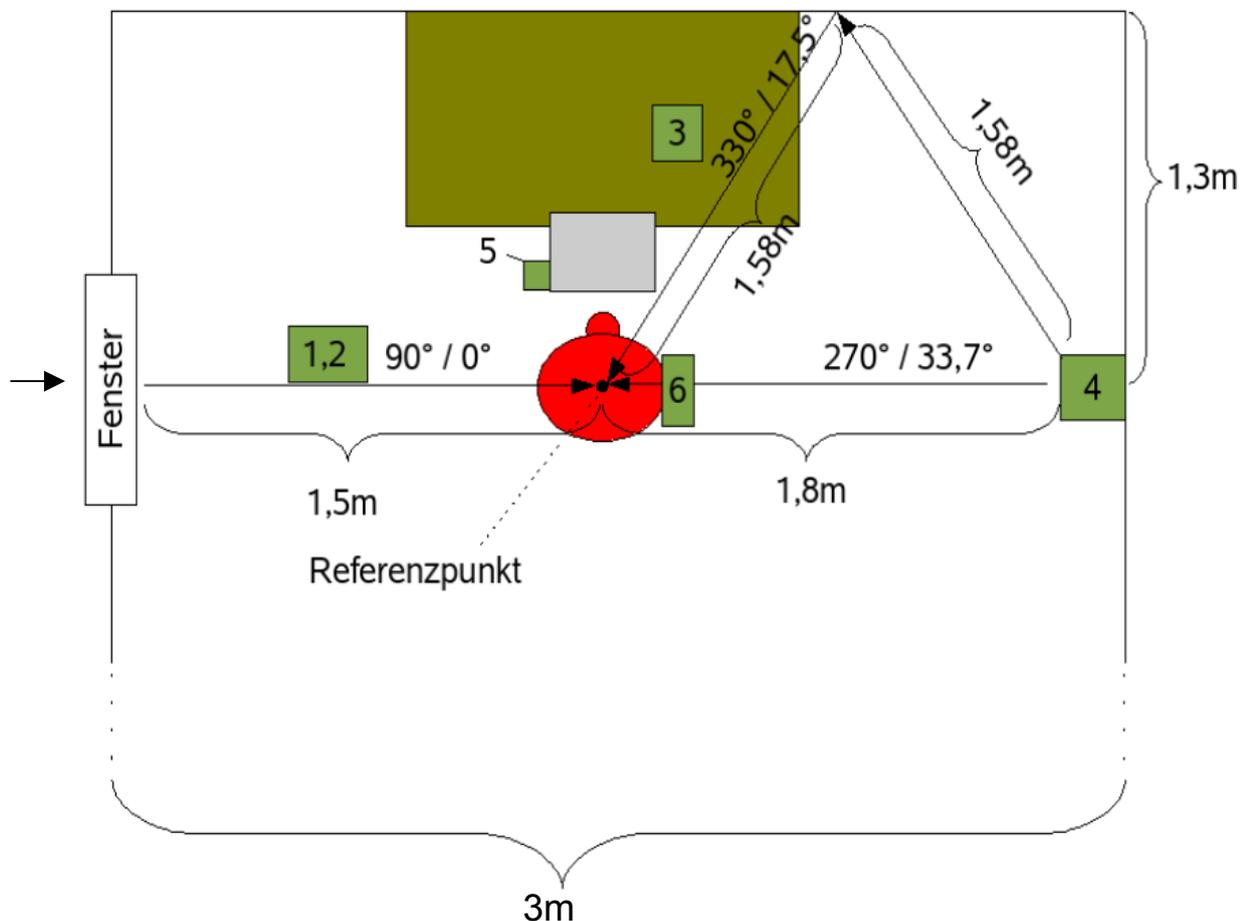


Bild 24: 'Indoor'-Expositionsszenario mit 6 Quellen (nicht maßstäblich)

#### b) Ergebnisse des praktikablen Rechenverfahrens

In Tabelle V sind die mit dem PRV ermittelten Ergebnisse zusammengestellt.

Die erste Spalte listet die Parameter auf, mit denen die Rechnungen für die einzelnen Quelle-Mensch-Anordnungen durchgeführt wurden. Die Winkelangaben Phi und Alpha bezeichnen gemäß Bild 3 die Richtungen, aus denen die einzelnen Immissionsfelder in Form von homogenen ebenen Wellen auf die Person einfallen, beispielsweise nach Einkopplung durch das Fenster (Quellen 1 und 2) oder direkt von der Quelle aus bzw. über eine Wandreflexion (Quelle 4). Außer den in den Berechnungen verwendeten Winkeln, für die Tabellen mit  $P_V$ -Werten existieren, wurden auch die gegebenenfalls davon abweichenden tatsächlichen Winkel gemäß Bild 24 eingetragen. Bei den Szenarien ohne Winkelangaben (Quellen 3, 5 und 6) handelt es sich um Nahfeldprobleme, die durch Einzelfallrechnungen gelöst wurden und nicht durch homogene ebene Wellen beschrieben werden können.

In den nächsten Spalten sind die Spezifischen Absorptionsraten, getrennt nach Ganzkörperwerten, Teilkörperwerten in Kopf bzw. Rumpf und Teilkörperwerten in den Gliedmaßen angegeben. Dabei werden jeweils die Beiträge der in Spalte 1 aufgeführten Einzelkonfigurationen als auch die durch Superposition der lokalen Verlustleistungen bis zur betrachteten Zeile kumulierten Gesamt-SAR-Werte aufgeführt und zusätzlich als Prozentzahl des jeweils empfohlenen Grenzwertes dargestellt.

Für den Mittelwellensender ergeben sich trotz der hohen Sendeleistung wegen seiner Rundstrahlcharakteristik und der großen Entfernung, vor allem wegen der in Abschnitt 4.2 bereits angesprochenen geringen Feldeinkopplung in den Körper aufgrund der großen Wellenlänge vernachlässigbar kleine SAR-Werte. Auch die Beiträge der folgenden 3 Quellen sind jeweils so gering, dass die Werte der Gesamt-SAR für die ersten 4 HF-Quellen weniger als 1% der in Tabelle II genannten Grenzwerte ausmachen. Diese Situation kann sich deutlich verändern, wenn körperberührende und sehr körpernahe Quellen hinzugefügt werden. Im vorliegenden Beispiel sind dies das auf den Oberschenkeln abgelegte Notebook, dessen PCMCIA-Schnittstellenkarte in nur 2,7 cm Minimalabstand zum Körper im GPRS-Modus mit der in Extremfällen maximal denkbaren Leistung von 960 mW sendet und dadurch die kumulierten Werte der Ganzkörper-SAR auf fast 8% und der Teilkörper-SAR in den Gliedmaßen auf knapp 38% erhöht, sowie als weitere Quelle das ans rechte Ohr gehaltene 1800 MHz-GSM-Handy, das zwar die Ganzkörper-SAR nur geringfügig weiter steigert, aber den in [ICNIRP 1998] empfohlenen Grenzwert für die Teilkörper-SAR in den Gliedmaßen zu nahezu 78% ausschöpft. Dabei tritt das 10 g-Maximum mit 3,1 W/kg in der rechten Hand auf, die das Handy am Ohr hält, während die durch das Handy hervorgerufene maximale Teilkörper-SAR im Kopf nur 16,5 mW/kg beträgt. Dieses Verhalten ist auf das auch im Zusammenhang mit AP 2.1 von [miniWatt II 2007] beschriebene Zusammenwirken der Stromdichteverteilungen auf der gedruckten Schaltungsplatine und der integrierten 'patch'-Antenne des Handys sowie auf den Einfluss der hier zusätzlich eingeführten Hand und der Gehäuseverluste zurückzuführen. Die auf den Gesamtbereich von Kopf und Rumpf bezogene maximale Teilkörper-SAR erreicht 36,7 mW/kg im linken Bereich der Taille, entsprechend einer Ausschöpfung des empfohlenen Grenzwertes von 1,84%.

Konfiguration	Ganzkörper SAR				Teilkörper SAR Kopf / Rumpf							Teilkörper SAR Gliedmaßen						
	als Einzelquelle		superponiert		als Einzelquelle		superponiert					als Einzelquelle		superponiert				
	SAR in W/kg	in %	SAR in W/kg	in %	SAR in W/kg	in %	SAR in W/kg	in %	x in m	y in m	z in m	SAR in W/kg	in %	SAR in W/kg	in %	x in m	y in m	z in m
1. Mittelwellen-Rundfunksender, Polarisation vertikal, $P_s = 500$ kW, Gewinn $G = 2,2$ dBi, Fenstereinkopplung, Abstand Quelle – Fenster $r = 1,5$ km, Ausbreitungsmodell: 'worst case'-Zweistrahler, Abmessung Fenster $1$ m x $1,5$ m, Abstand Fenster – Person $1,5$ m, $90^\circ$ Phi, $0^\circ$ Alpha,	2,81E-8	3,51E-5	2,81E-8	3,51E-5	5,10E-7	2,55E-5	5,10E-7	2,55E-5	0,692	0,076	0,856	2,70E-6	6,74E-5	2,70E-6	6,74E-5	0,232	0,460	0,160
									linker Oberarm							rechter Fuß		
<b>zusätzlich :</b> 2. GSM-900 BS, Polarisation unbekannt, $P_s = 350$ W, Gewinn $G = 12$ dBi, Fenstereinkopplung, Abstand Quelle – Fenster $r = 500$ m, Ausbreitungsmodell: 'worst case'-Zweistrahler, Abmessung Fenster $1$ m x $1,5$ m, Abstand Fenster - Person $1,5$ m, $90^\circ$ Phi, $0^\circ$ Alpha	2,13E-4	0,27	2,14E-4	0,27	1,74E-3	0,09	1,74E-3	0,09	0,788	0,164	0,596	3,58E-3	0,09	3,58E-3	0,09	0,152	0,140	0,052
									linke Hüfte							linker Fuß		
<b>zusätzlich :</b> 3. DECT BS (auf Schreibtisch vor Wand), $P_s = 216$ mW	3,04E-4	0,38	5,18E-4	0,65	7,84E-3	0,39	8,39E-3	0,42	0,576	0,328	1,280	2,78E-2	0,70	2,81E-2	0,70	0,276	0,452	0,656
									Nase							rechter Oberschenkel		
<b>zusätzlich :</b> 4. WLAN-Router (wandmontiert in $2$ m Höhe), Polarisation unbekannt, $P_s = 61$ mW, $G = 2,15$ dBi, $r = 1,8$ m Ausbreitungsmodell: Freiraum, $270^\circ$ Phi, $30^\circ$ Alpha (exakt $33,7^\circ$ ), Reflexion: Pfadlänge = $3,16$ m, $315^\circ$ Phi (exakt $330^\circ$ ), $15^\circ$ Alpha (exakt $17,5^\circ$ )	2,89E-5	0,04	5,28E-4	0,66	5,82E-4	0,03	8,92E-3	0,45	0,576	0,328	1,280	5,86E-4	0,02	2,83E-2	0,71	0,276	0,452	0,656
									Nase							rechter Oberschenkel		
<b>zusätzlich :</b> 5. Notebook auf Oberschenkeln (GPRS), $P_s = 960$ mW	5,72E-3	7,15	6,29E-3	7,86	3,61E-2	1,81	3,67E-2	1,84	0,640	0,228	0,680	1,51	37,84	1,52	37,88	0,444	0,160	0,656
									linke Hüfte							linker Oberschenkel		
<b>zusätzlich :</b> 6. Mobiltelefon GSM1800, $P_s = 120$ mW	1,01E-3	1,26	7,30E-3	9,12	1,65E-2	0,83	3,67E-2	1,84	0,640	0,228	0,680	3,10	77,49	3,10	77,49	rechte Hand		
									linke Hüfte									

Tabelle V: Exposition einer sitzenden Person durch multiple Quellen im 'indoor'-Beispielszenario



#### b) Ergebnisse des praktikablen Rechenverfahrens

In Tabelle VI sind die mit dem PRV ermittelten Ergebnisse zusammengestellt.

Die erste Spalte listet die Parameter auf, mit denen die Rechnungen für die einzelnen Quelle-Mensch-Anordnungen durchgeführt wurden. Die Winkelangaben Phi und Alpha bezeichnen gemäß Bild 3 die Richtungen, aus denen die einzelnen homogenen ebenen Wellen im ‚line of sight‘-Fall (LOS) auf die Person einfallen (Quellen 1, 4, 5 und 6). Für die mit NLOS gekennzeichneten Anordnungen (Quellen 2 und 3) wird die aufgrund des verwendeten Ausbreitungsmodells errechnete Leistungsdichte am Ort der Person gleichmäßig auf alle Einfallsrichtungen aufgeteilt. Bei dem Handy-Szenario (Quelle 7) handelt es sich wieder um ein Nahfeldproblem, das durch Einzelfallrechnung gelöst wurde und nicht über homogene ebene Wellen beschrieben werden kann.

In den nächsten Spalten sind die Spezifischen Absorptionsraten, getrennt nach Ganzkörperwerten, Teilkörperwerten in Kopf bzw. Rumpf und Teilkörperwerten in den Gliedmaßen angegeben. Dabei werden jeweils die Beiträge der in Spalte 1 aufgeführten Einzelkonfigurationen als auch die durch Superposition der lokalen Verlustleistungen bis zur betrachteten Zeile kumulierten Gesamt-SAR-Werte aufgeführt und zusätzlich als Prozentzahl des jeweils empfohlenen Grenzwertes dargestellt.

Für den Mittelwellensender ergeben sich auch im ‚outdoor‘-Bereich trotz der hohen Sendeleistung wegen seiner Rundstrahlcharakteristik und der großen Entfernung, vor allem aber wegen der geringen Feldeinkopplung in den Körper wieder vernachlässigbar kleine SAR-Werte. Auch die Beiträge der Quellen 2 und 3 sind jeweils so gering, dass die Werte der Gesamt-SAR für die ersten 3 HF-Quellen unter 0,01% der in Tabelle II genannten Grenzwerte liegen. Erst durch den in relativ kleiner Entfernung von 34 m in ‚line of sight‘ befindlichen Basisstationsstandort mit Antennen der drei verbreiteten Mobilfunkdienste wird bei Leistungsdichten im Referenzpunkt von  $218,3 \text{ mW/m}^2$  (GSM900),  $87,3 \text{ mW/m}^2$  (GSM1800) bzw.  $43,7 \text{ mW/m}^2$  (UMTS) eine Ausschöpfung des empfohlenen Grenzwertes von 1% überschritten und erreicht in Summe für die Ganzkörper-SAR 3%. Durch den Einsatz des am Ohr gehaltenen GSM900-Handys steigt der Teilkörper-SAR-Wert in den Gliedmaßen (hier: rechte Hand) auf  $3,9 \text{ W/kg}$  an, was einer nahezu vollständigen Ausnutzung des Grenzwertes nach [ICNIRP 1998] von 97,45% entspricht, während Ganzkörper-SAR und Teilkörper-SAR in Kopf und Rumpf sich nur mäßig erhöhen.

Konfiguration	Ganzkörper SAR				Teilkörper SAR Kopf / Rumpf							Teilkörper SAR Gliedmaßen						
	als Einzelquelle		superponiert		als Einzelquelle		superponiert					als Einzelquelle		superponiert				
	SAR in W/kg	in %	SAR in W/kg	in %	SAR in W/kg	in %	SAR in W/kg	in %	x in m	y in m	z in m	SAR in W/kg	in %	SAR in W/kg	in %	x in m	y in m	z in m
1. Mittelwellen-Rundfunksender, Polarisation vertikal, $P_s = 500$ kW, Gewinn $G = 2,2$ dBi, Abstand $r = 7,5$ km, Ausbreitungsmodell: 'worst case'-Zweistrahler, LOS, $0^\circ$ Phi, $0^\circ$ Alpha	1,54E-8	1,92E-5	1,54E-8	1,92E-5	8,68E-8	4,34E-6	8,68E-8	4,34E-6	0,216	0,192	1,148	5,05E-7	1,26E-5	5,05E-7	1,26E-5	0,268	0,144	0,200
linke Hüfte																		linker Unterschenkel
<b>zusätzlich :</b> 2. TETRA-Funk BS, Polarisation horizontal, $P_s = 100$ W, Gewinn $G = 12$ dBi, Abstand $r = 800$ m, Ausbreitungsmodell: 'worst case'-Zweistrahler, NLOS	6,30E-6	7,88E-3	6,32E-6	7,90E-3	7,11E-5	3,56E-3	7,11E-5	3,56E-3	0,096	0,412	1,120	8,68E-5	2,17E-3	8,73E-5	2,18E-3	0,224	0,116	0,196
rechte Bauchseite																		linker Unterschenkel
<b>zusätzlich :</b> 3. DVB-T Sender, Polarisation unbekannt, $P_s = 10$ kW, Gewinn $G = 16,7$ dBi, Abstand $r = 2,5$ km, Höhe des Senders $h = 75$ m, Ausbreitungsmodell: Okumura-Hata, NLOS	1,50E-8	1,88E-5	6,33E-6	7,92E-3	7,56E-8	3,78E-6	7,12E-5	3,56E-3	0,096	0,412	1,120	2,16E-7	5,41E-6	8,74E-5	2,19E-3	0,224	0,116	0,196
rechte Bauchseite																		linker Unterschenkel
<b>zusätzlich :</b> 4. GSM-900 BS, Polarisation vertikal, $P_s = 50$ W, Gewinn $G = 12$ dBi, Abstand $r = 34$ m, Ausbreitungsmodell: 'worst case'-Zweistrahler, LOS, $135^\circ$ Phi, $30^\circ$ Alpha	1,69E-3	2,11	1,69E-3	2,12	1,75E-2	0,87	1,75E-2	0,88	0,288	0,280	1,660	3,33E-2	0,83	3,34E-2	0,83	0,264	0,472	0,208
linke Nackenseite																		rechter Unterschenkel
<b>zusätzlich :</b> 5. GSM-1800 BS, Polarisation vertikal, $P_s = 20$ W, Gewinn $G = 12$ dBi, Abstand $r = 34$ m, Ausbreitungsmodell: 'worst case'-Zweistrahler, LOS, $135^\circ$ Phi, $30^\circ$ Alpha	4,88E-4	0,61	2,18E-3	2,73	6,62E-3	0,33	2,22E-2	1,11	0,284	0,280	1,668	9,52E-3	0,24	3,73E-2	0,93	0,296	0,456	0,168
linke Nackenseite																		rechter Fuß
<b>zusätzlich :</b> 6. UMTS BS, Polarisation vertikal, $P_s = 10$ W, Gewinn $G = 12$ dBi, Abstand $r = 34$ m, Ausbreitungsmodell: 'worst case'-Zweistrahler, LOS, $135^\circ$ Phi, $30^\circ$ Alpha	2,16E-4	0,27	2,40E-3	3,00	3,08E-3	0,15	2,40E-2	1,20	0,284	0,280	1,668	5,97E-3	0,15	4,26E-2	1,07	0,296	0,452	0,160
linke Nackenseite																		rechter Fuß
<b>zusätzlich :</b> 7. Mobiltelefon GSM900 $P_s = 240$ mW	2,05E-3	2,56	4,45E-3	5,56	3,37E-2	1,69	3,44E-2	1,72	0,200	0,392	1,788	3,90E+0	97,45	3,90E+0	97,45	rechte Hand		
rechtes Ohr																		

Tabelle VI: Exposition einer stehenden Person durch multiple Quellen im großstädtischen 'outdoor'-Beispielszenario

### 5.3 Fazit und Genauigkeit des Verfahrens

Die Ergebnisse der Beispielszenarien zeigen, dass erwartungsgemäß die Beiträge von Quellen, die den Körper berühren (Handy) oder die extrem körpernah ( $< 3\text{ cm}$ ) betrieben werden (Notebook als Laptop), dominant sind im Vergleich zu den von anderen Quellen hervorgerufenen Spezifischen Absorptionsraten. Dies gilt auch dann, wenn die am Szenario beteiligten fernen Quellen gegenüber den körperberührenden in der Überzahl sind. Es muss nochmals betont werden, dass für die beteiligten Endgeräte hier die maximal denkbaren Werte für die Sendeleistungen angenommen wurden, die in der Regel nicht typisch für den Normalbetrieb sind. Allerdings ist es für den Nutzer meist sehr schwierig, die tatsächliche mittlere Sendeleistung der konkreten Quellen abzuschätzen.

Die an kritische Bereiche grenzenden SAR-Werte beziehen sich hier durchweg auf die Teilkörper-SAR in den Gliedmaßen. Dies liegt einerseits an der Positionierung des Laptops in Bezug auf den Körper und andererseits an der Geometrie des Handys mit der 'patch'-Antennenanordnung, die eine geringe Belastung des Kopfes zur Folge hat. Bei Handys, die anders aufgebaut oder mit anderen Antennen bestückt sind, und bei Endgeräten, die in anderen Positionen zum Körper betrieben werden (z.B. der seitlich verschobene Laptop oder am Gürtel getragene Geräte), sind durchaus abweichende Ergebnisse, beispielsweise auch Reduzierungen der Teilkörper-SAR in den Gliedmaßen zu Lasten der SAR im Rumpf denkbar.

Das Projektziel der Entwicklung eines praktikablen rechen-technischen Verfahrens zur Ermittlung der tatsächlichen Exposition ist mit der Beschreibung der Module und der durchgeführten Demonstration der Anwendung auf verschiedene Konfigurationen multipler Quellen erreicht. Die Erweiterung des Datenkatalogs um die von weiteren Endgeräten und Szenarien bzw. homogenen ebenen Wellen anderer Frequenzen hervorgerufenen  $P_V$ -Verteilungen kann jederzeit - ggf. auch für andere Personenmodelle - auf der Basis feldtheoretischer Simulationsrechnungen betrieben werden.

#### **Zur Genauigkeit des Verfahrens:**

Bei keiner der in der Literatur und auch im Rahmen des "Deutschen Mobilfunk Forschungsprogramms" mit numerischen Verfahren durchgeführten dosimetrischen Untersuchungen, die die Spezifische Absorptionsrate im menschlichen Körper als Zielgröße haben, werden quantitative Angaben zum Gesamtfehler der Ergebnisse in Bezug auf entsprechende reale Expositionsfälle gemacht. Dies liegt daran, dass ein absoluter Referenzstandard, an dem man Rechenergebnisse "kalibrieren" könnte, nicht existiert, weil eine vollständige SAR-Verteilung in einem lebenden Menschen, der sich in einer (HF-)Expositionssituation befindet, streng genommen nicht bekannt ist. Diese zunächst entmutigende Feststellung ist jedoch zu relativieren, weil wir heute über Methodiken verfügen, die – gespeist aus Erkenntnissen der Biologie, Medizin, Physik, Materialwissenschaften und Elektrotechnik – es offensichtlich erlauben, die SAR so gut abzuschätzen, dass die Ergebnisse unterschiedlicher Arbeitsgruppen für vergleichbare Szenarien auch bei der Anwendung abweichender Verfahren relativ gut übereinstimmen.

Zur im Wesentlichen qualitativen Annäherung an ein Fehlerbudget werden im Folgenden verschiedene Einflussgrößen auf die Spezifische Absorptionsrate (SAR) diskutiert.

#### 1. FDTD-Rechenverfahren

Die hier zur Berechnung des Datenkatalogs für die  $P_V$ -Verteilungen eingesetzte FDTD-Methode ist unmittelbar durch Diskretisierung der exakten Maxwell'schen Gleichungen in Differenzialform herleitbar. Der Beitrag des Rechenverfahrens zum Fehlerbudget ist somit durch die Beschränkung des Diskretisierungsfehlers und die davon unabhängig zu gewährleistende Verfahrensstabilität (Stichwort: Courant-Kriterium) kontrollierbar und in der Regel sehr gering.

#### 2. Körpermodell

##### a) Modellauswahl

Die natürliche biologische Variabilität der äußeren Körperform, aber auch der organischen Detailstruktur unterschiedlicher Individuen hat unmittelbare Auswirkungen auf die Varianz der beim Einwirken eines elektromagnetischen Feldes im Körper entstehenden Spezifischen Absorptionsraten, auch wenn die betrachteten Personen identischen Feldquellen ausgesetzt sind.

Im vorliegenden Projekt wird das entwickelte Verfahren an zwei Menschmodellen demonstriert (vgl. Abschnitt 2.3). Für Personen, deren Körperbau durch diese Modelle gut repräsentiert wird, entsteht durch die Wahl des Körpermodells kein nennenswerter Beitrag zum Fehlerbudget (Ungenauigkeiten durch die Modellierung werden in b) und c) diskutiert). Die Anwendbarkeit der Rechenergebnisse auf Personen, deren Körperbau mehr oder weniger stark von den verwendeten Modellen abweicht, kann nicht pauschal beurteilt werden, weil zu viele Einflussparameter das Ergebnis mitbestimmen. Zumindest die Ganzkörper-SAR wird im Regelfall für Personen, die leichter als das zunächst berücksichtigte Körpermodell sind, ansteigen.

b) Auflösung

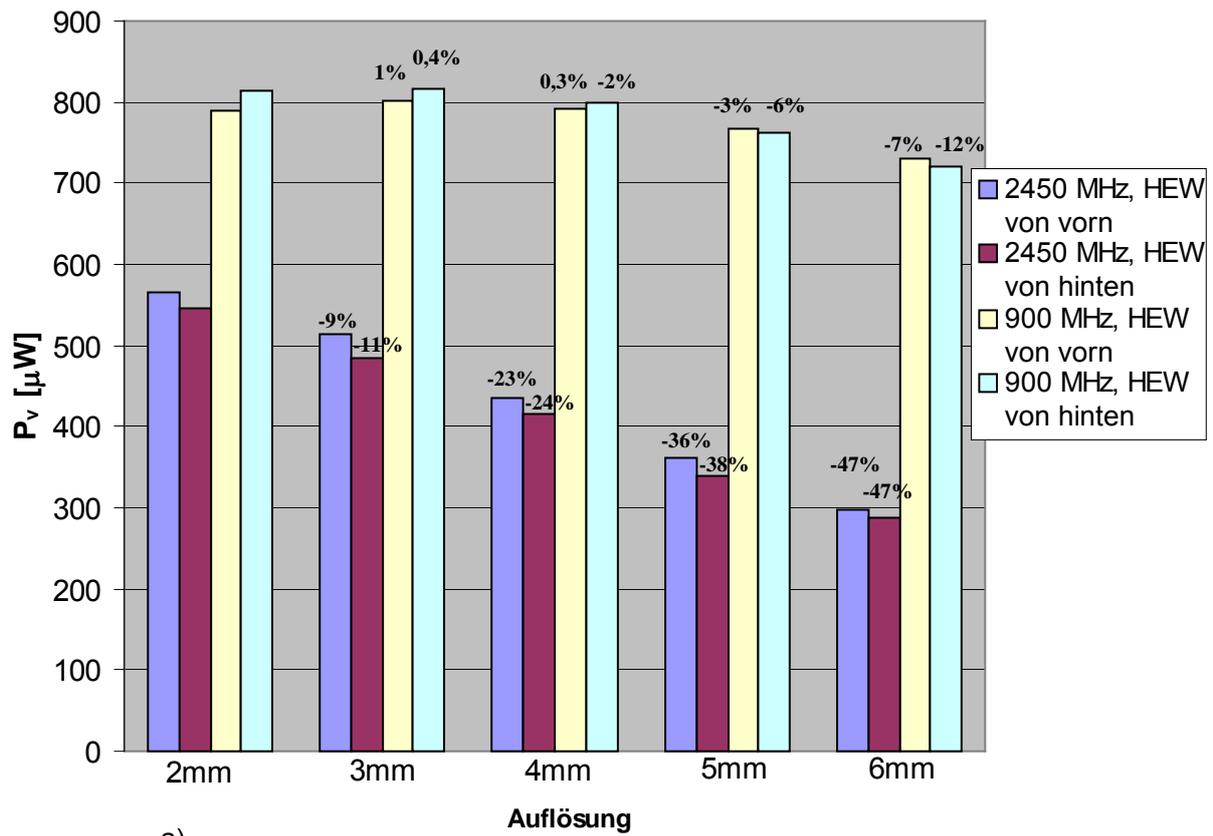
Es leuchtet unmittelbar ein, dass die Genauigkeit der Ergebnisse auch von der räumlichen Auflösung abhängt, mit der das Menschmodell für die Anwendung der FDTD-Berechnungen aus diskreten Elementarvolumina (Voxeln) zusammengesetzt wird. Als Auszug aus einer ausführlicheren Diskussion zum Einfluss der Auflösung auf die Spezifische Absorptionsrate im Abschlussbericht zum Forschungsvorhaben [BfS 2006] zeigt Bild 26 für zwei Frequenzen und für Auflösungen von 2 bis 6 mm die für den ganzen Körper berechneten Verlustleistungen (a) und die maximalen Teilkörper-SAR-Werte (b), wenn eine homogene ebene Welle der Feldstärke 1 V/m von vorn bzw. von hinten auf den Menschen einfällt. Dabei werden die mit 2 mm erzielten Ergebnisse als Bezugswerte herangezogen. Während bei 900 MHz die Abweichungen der (der Ganzkörper-SAR proportionalen) Verlustleistung  $P_V$  im gesamten Körper bis zu 4 mm Auflösung mit unter 2% marginal sind (Bild 26a), erkennt man bei 2.450 MHz einen nahezu linearen Fehlerzuwachs bei gröber werdender Auflösung. Wegen der erheblichen Reduzierung des Rechenaufwands der FDTD-Simulationen mit körpernahen Quellen und homogenen ebenen Wellen bei Auflösungen von 4 mm wurde für den Ganzkörper-SAR-Wert ein Fehler von maximal -25% akzeptiert. Dies bedeutet, dass unter alleiniger Berücksichtigung des Fehlers aufgrund reduzierter Modellauflösung der tatsächliche SAR-Wert um einen Faktor 1,33 über dem Rechenwert liegen könnte. Allerdings muss dieser Fehler nur bei den mit 2.450 MHz arbeitenden Systemen in Ansatz gebracht werden, die zudem in der Regel vergleichsweise niedrige Sendeleistungen aufweisen und mit entsprechend geringen absoluten SAR-Werten verbunden sind. Für die Teilkörper-SAR sind die Ergebnisse der Fehlerabschätzung diffuser (Bild 26b). Bei 2.450 MHz nimmt die negative Abweichung gegenüber dem  $SAR^{10g}_{max}$ -Wert bei 2 mm wieder fast linear mit der Auflösung zu. Für 4 mm Auflösung wird der Referenzwert um 31% unterschätzt. Bei 900 MHz wird dagegen für 4 mm Auflösung eine Überschätzung der Teilkörper-SAR von 6% bzw. 20% errechnet. Die Lage des Maximums wird jeweils richtig identifiziert, beim Einfall von vorne z.B. in allen Fällen im Bereich der Nase des Menschmodells. Da die angegebenen Abweichungen für  $SAR^{10g}_{max}$ , gemessen an dem bereits mehrfach erwähnten Bewegungseinfluss innerhalb des 6-minütigen Mittelungsintervalls, insgesamt moderat sind, wurden die Berechnungen für das praktikable Rechenverfahren überwiegend mit 4 mm Auflösung durchgeführt. Davon ausgenommen sind die Berechnungen für die Endgeräte, die den Körper berühren (Handys) bzw. sehr körpernah betrieben werden (Notebook auf den Oberschenkeln); bei diesen betrug die Auflösung in den am stärksten exponierten Körperregionen 1 mm.

c) Materialdaten

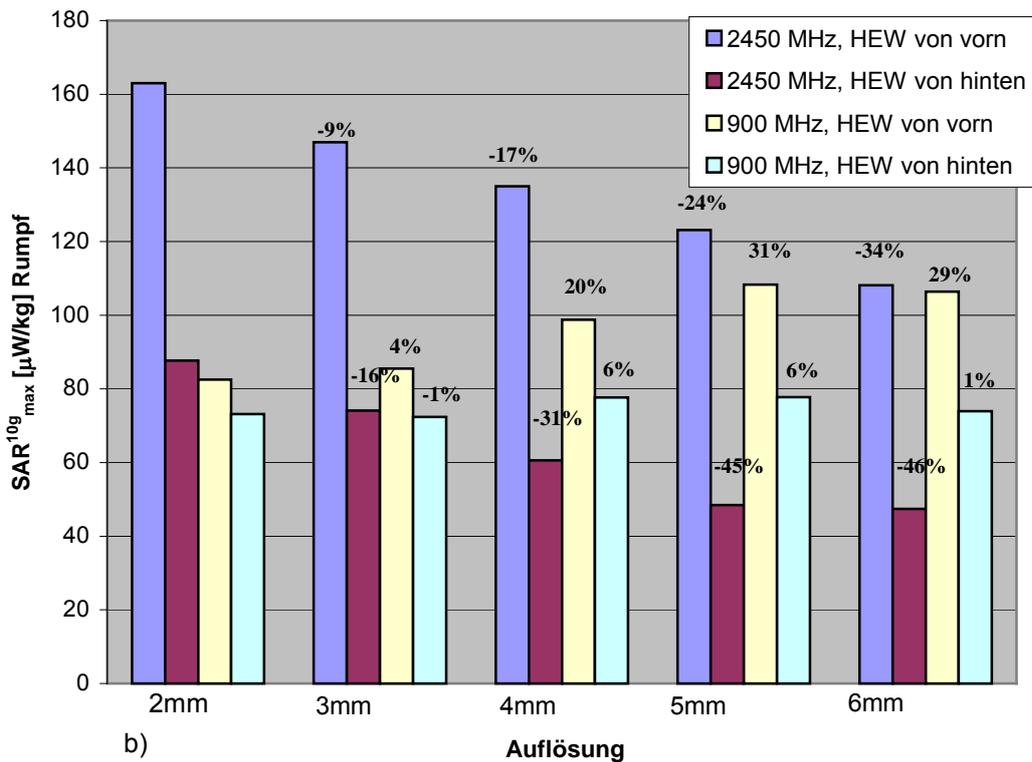
Eine kurze Übersicht der Literatur zur Ermittlung elektrischer Materialdaten verschiedener Körpergewebe wird beispielsweise in [Christ et al. 2006] gegeben. Bedingt durch die Unsicherheiten der Materialparameter ist es zum Standard geworden, bei dosimetrischen Untersuchungen die Auswirkungen prozentualer Abweichungen der Materialparameter von den Literaturwerten zu ermitteln. Hier wurden für den Fall einer auf den Körper frontal einfallenden homogenen ebenen Welle Berechnungen an dem mit 4 mm aufgelösten „Brooks“-Menschmodell bei 10%-igen Änderungen der Gewebepermittivitäten und/oder –leitfähigkeiten durchgeführt. Tabelle VII stellt die Ergebnisse für 2.450 MHz dar. Die SAR-Variationen liegen im Rahmen von  $\pm 10\%$ .

Körpermodell		SAR <sub>GK</sub> [W/kg]	SAR <sup>10g</sup> <sub>max</sub> [W/kg]
Originalparameter $\epsilon, \kappa$		4,13E-06	1,80E-04
Variation			
1. Parameter	2. Parameter		
$\epsilon +10\%$		3,82E-06	1,81E-04
$\epsilon -10\%$		4,49E-06	1,75E-04
$\kappa +10\%$		4,17E-06	1,82E-04
$\kappa -10\%$		4,09E-06	1,77E-04
$\epsilon +10\%$	$\kappa +10\%$	3,85E-06	1,82E-04
$\epsilon +10\%$	$\kappa -10\%$	3,77E-06	1,78E-04
$\epsilon -10\%$	$\kappa +10\%$	4,52E-06	1,77E-04
$\epsilon -10\%$	$\kappa -10\%$	4,45E-06	1,74E-04
max. Abweichung		-8,72% / +9,44%	-3,33% / +1,11%

Tabelle VII: Einfluss von Variationen der Materialparameter des mit 4 mm homogen aufgelösten „Brooks“-Menschmodells auf die SAR-Werte bei frontalem Einfall einer HEW mit  $f = 2.450$  MHz,  $E = 1$  V/m und vertikaler Polarisation.



a)



b)

Bild 26: Numerisch berechnete Absorption im homogen aufgelösten „Brooks“-Menschmodell bei Exposition mit einer homogenen ebenen Welle (HEW) von vorn und von hinten für 2 mm bis 6 mm Ortsauflösung;  $E = 1$  V/m  
 a) Gesamt-Verlustleistung bei 900 MHz und 2.450 MHz;  
 b) maximale Teilkörper-SAR im Rumpf bei 900 MHz und 2.450 MHz

### 3. Quellenmodelle

Die im Abschlussbericht zu [BfS 2006] enthaltenen Erläuterungen lassen auf eine hinreichend genaue Modellierung der körpernahen Endgeräte schließen.

Der Modellierung der beiden für das PRV untersuchten Handys liegen die in Abschnitt 3.1 erwähnten CAD-Dateien des IMST zugrunde. Die Modellierung erfolgte mit einer in Anbetracht der einfachen Antennengeometrie völlig ausreichenden Auflösung von 1 mm. Bei den Kunststoffgehäusen (PVC-U) wurden leichte Verluste angesetzt ( $\kappa$ , vgl. Anhang E), um eine Absorptionswirkung zu simulieren; voraussichtlich könnten die Verluste noch deutlich erhöht werden, was eine weitere Absenkung der SAR-Werte im Körper bedeuten würde.

Die körperfernen Quellen mussten nicht in konkrete Modelle umgesetzt werden, sondern werden durch homogene ebene Wellen berücksichtigt, deren Implementierung in das FDTD-Rechenverfahren zur Ermittlung der Verlustleistungen als fehlerlos angesehen werden kann.

### 4. Praktikables Rechenverfahren

Die tatsächlichen SAR-Werte können mit dem praktikablen Rechenverfahren lediglich abgeschätzt werden. Dabei ist eine Unterschätzung im Hinblick auf Personenschutzermäßigungen selbstverständlich der kritischere Fall. Eine globale Fehlerangabe ist in Anbetracht der für jedes Einzelszenario sehr unterschiedlichen Fehlerbeiträge nicht möglich.

Die Abschätzung des maximalen Gesamtfehlers der durch körpernahe Endgeräte verursachten SAR-Werte schlägt sich im Bericht zu [BfS 2006] in der pauschalen Empfehlung nieder, bei einer Grenzwertausschöpfung von 50% und mehr sorgfältige Einzelfallprüfungen durchzuführen. Die 50%-Ausschöpfungsgrenze, also die Annahme, dass der tatsächliche SAR-Wert um einen Faktor  $1/0,5 = 2$  über dem abgeschätzten liegen könnte, kommt insbesondere bei hohen Frequenzen durch den Fehlerbeitrag aufgrund der reduzierten Auflösung des Körpermodells und durch den Einfluss von Positionsänderungen der Endgeräte zustande und wird in vielen Fällen nach Analyse der Detaildaten deutlich günstiger angesetzt werden können.

Bei der sehr körpernahen PCMCIA-Karte des Notebooks auf den Oberschenkeln kann beispielsweise wegen der hohen Auflösung des exponierten Beins eine Unterschätzung nahezu ausgeschlossen werden<sup>#</sup>.

Die für die körperberührenden 900 MHz- und 1.800 MHz-Handys berechneten SAR-Werte sind ebenfalls als eher auf der sicheren Seite liegend einzustufen, zumal wegen der im Kopf sehr geringen Verlustleistung gegenüber der Hand eine Positionsveränderung des Handys am Ohr keine besondere Relevanz mehr haben dürfte.

Bei den durch homogene ebene Wellen beschriebenen Feldern körperferner Quellen erzeugt ein Fehler der Leistungsdichte vor dem Körper unmittelbar einen entsprechenden Fehlerbeitrag für die SAR. Die Bestimmung der Leistungsdichte stützt sich entweder auf bewährte Ausbreitungsmodelle der Funknetzplanung oder nutzt ein aus den polarisationsabhängigen Zweistrahlmodellen abgeleitetes 'worst case' - Modell, das die Leistungsdichte (und damit die SAR) gegenüber der Freiraumausbreitung zwar um 6 dB (Faktor 4) überschätzt, damit aber unter Personenschutzermäßigungen immer auf der sicheren Seite liegt. Die gleiche Strategie wurde bei der Umsetzung der komplexen Verhältnisse für die Fenstereinkopplung in das praktikable Rechenverfahren verfolgt. Die verwendeten Kopplungsfaktoren werden immer aus den 'worst case'-Situationen der Beugungsverteilungen entnommen und stellen somit eine sichere Abschätzung dar. Für die Auswahl der Polarisationsrichtung einer auf das Personenmodell treffenden HEW bietet der Zugriff auf die Option "unbekannte Polarisation" ebenfalls immer die Möglichkeit, eine Unterschätzung der SAR aufgrund dieses Einflusses zu vermeiden.

Bei allen Quellen stellt auch die Sendeleistung selbst einen direkten Einflussfaktor für die SAR dar. Zuverlässige Aussagen über die tatsächlich abgestrahlte mittlere Leistung bzw. EIRP eines Endgeräts oder Senders sind in der Praxis schwierig, da genaue Informationen beispielsweise über die Gewinnfunktion der Antenne, die Verkehrsdichte im Gesamtsystem und den Zustand einer eventuellen Leistungsregelung meist nicht vorliegen.

<sup>#</sup>Wenn allerdings berücksichtigt werden soll, dass durch eine Verschiebung der PCMCIA-Karte in die nicht bestimmungsgemäße ungünstigste Position unmittelbar über dem Oberschenkel die SAR-Werte deutlich ansteigen (bei GPRS beispielsweise um 25 % für  $SAR_{GK}$  und um 112 % für  $SAR_{max}^{10g}$ ) kommt man auch hier in ähnliche Größenordnungen der Ausschöpfungsgrenze.

## 5. Gesamtunsicherheit

Um trotz der diskutierten und weiteren Fehlereinflüsse auf die SAR einen groben Anhaltspunkt der Grenzen des Verfahrens zu geben, folgt unter konservativer Berücksichtigung aller Einflussgrößen - Angemessenheit des Körpermodells sowie der körpernahen und -berührenden Endgerätemodelle einschließlich ihrer bestimmungsgemäßen Positionierung vorausgesetzt - folgende vorsorgliche Empfehlung:

Die Reihenfolge der untersuchten Quellen sollte stets von den am nächsten zum Körper positionierten Quellen zu den körperfernen Quellen gewählt werden. Dabei sollte zunächst eine Abschätzung unter ungünstigsten Annahmen erfolgen (maximal anzunehmende Sendeleistung bzw. EIRP der Quellen, 'worst-case'-Zweistrahl-Ausbreitungsmodell im 'outdoor'-Bereich).

Für die Bewertung sollten diejenigen resultierenden SAR-Werte, bei denen das Verfahren bekanntermaßen zur Unterschätzung neigt, mit quellenspezifischen Unsicherheitsfaktoren multipliziert werden, beispielsweise

- für körperberührende Quellen mit Faktor 1 (bei den Handys am Ohr)
- für extrem körpernahe Quellen mit Faktor 1,1 (beim Laptop auf den Oberschenkeln)
- für körpernahe Quellen mit Faktor 2 (bei den Endgeräten gemäß [BfS 2006])
- für körperferne Quellen mit Faktor 1.

Solange die relevanten Grenzwerte damit nicht ausgeschöpft werden, besteht keine Notwendigkeit zu weiteren Maßnahmen. Erst bei einer rechnerischen Grenzwertüberschreitung ist eine detailgenauere Abschätzung mit dem PRV angebracht, in die z.B. Informationen über die tatsächlichen mittleren Sendeleistungen der berücksichtigten Endgeräte und Sendeanlagen, über genaue Positionen (Standorte, Höhen) von Sendeanntenen und über ihre Umgebungstopografien einfließen.

Sinken die SAR-Werte auch dann nicht unter die Grenzwerte und kann auch durch Berücksichtigung des 6-Minuten-Kriteriums bei den Teilkörper-SAR-Werten im Mittel keine ausreichende Reduzierung erreicht werden, so sollte die Exposition durch als kritisch einzustufende Quellen zunächst vermieden und eine Untersuchung des Einzelfalls durch Experten mit genaueren Prüfverfahren veranlasst werden.

Wenn die realen Gegebenheiten deutlich von den in das PRV implementierten Modellszenarien abweichen (Menschmodelle, Gerätemodelle und -umgebung), kann das PRV nicht verwendet werden, und es muss nötigenfalls eine entsprechende Einzelfalluntersuchung veranlasst werden, deren Ergebnisse auch als Erweiterung in den Datenkatalog des PRV einfließen könnten.

### 5.4 Bewertung der in "miniWatt II" zur Expositionsminimierung erarbeiteten Vorschläge

In den dem Auftragnehmer zur Verfügung gestellten Auszügen aus den Berichten zum Forschungsvorhaben „miniWatt II“ [miniWatt II 2007, 2006] werden verschiedene Maßnahmen vorgestellt, die zu einer generellen Absenkung der für die Kommunikation erforderlichen Leistungsdichten, zu einer gezielten Abschwächung der auf den menschlichen Körper einwirkenden elektromagnetischen Felder oder zu einer Frequenzumsetzung der Kommunikationssignale beitragen und sich somit gemäß  $SAR \sim S \sim E^2$  bzw. aufgrund der bei günstigen Trägerfrequenzen kleineren Feldeinkopplung in den Körper auch unmittelbar auf die Reduzierung der Spezifischen Absorptionsraten auswirken können.

Von diesen Maßnahmen sind insbesondere als viel versprechend zu bewerten

1. die bereits im Forschungsvorhaben "miniWatt" [miniWatt 2004] vorgeschlagene Verwendung feinmaschiger Netzstrukturen für zelluläre Mobilfunksysteme, mit der - wie "miniWatt II" in AP 1.1 an Beispielrechnungen belegt - unter realistischen Voraussetzungen deutlich kleinere Expositionen zu erwarten sind als bei größeren Zellabmessungen. Damit könnten vor allem die Spezifischen Absorptionsraten, verursacht durch die in diesem BfS-Vorhaben in AP 5 als Hauptquellen multipler Exposition identifizierten körperberührenden Endgeräte, also beispielsweise durch Handys, wesentlich, d.h. zum Teil um Größenordnungen, vermindert werden.
2. der konsequente Einsatz von Mehrantennen-Technologien (SIMO, MIMO) mit dem primären Ziel, bei konstanter Kanalkapazität die Sendeleistungen zu verringern. Die entsprechenden in [miniWatt II 2006, AP 2.2] an Beispielen konkreter Mobilteil-/Basisstations-Szenarien durchgeführten Modellrechnungen weisen bereits für das SIMO-System (1 Antenne im Mobilteil, 3 Antennen am Basisstationsstandort) eine Reduzierung der benötigten Sendeleistung von 9,7 dB (Faktor 0,11) gegenüber dem SISO-System (1 Antenne im Mobilteil, 1 Antenne am Basisstationsstandort) aus. Durch Hinzunahme weiterer Antennen bis zum vollständigen MIMO-System mit 4 inverted-F-Antennen im Mobil-

teil und 3 F-Panel-Basisstationsantennen steigert sich die berechnete Leistungsminderung bis auf 16,5 dB. Die jeweils tabellierten Teilkörper-SAR-Werte scheinen dieser Entwicklung der Sendeleistung mit nur geringfügigen Abweichungen zu folgen.

An der Vorgehensweise zur SAR-Bestimmung in dem genannten wie auch im nachfolgenden Zwischenbericht [miniWatt II 2007, AP 2.2] sind allerdings mehrere Punkte zu kritisieren:

- Auf die in einschlägigen dosimetrischen Berechnungen zum Standardprozedere gehörenden Positionsveränderungen des Handys gegenüber dem Kopf wurde verzichtet und nur eine bestimmte Fixposition des Mobiltelefons am Kopf betrachtet. Bereits die bei gleicher Sendeleistung sehr unterschiedlichen SAR-Ergebnisse für die Fälle SISO A1 und SISO A4 machen aber den Einfluss der Lage körpfernah betriebener Antennen auf die SAR deutlich. Kommt die Feldüberlagerung von mehreren Antennen hinzu, ist eine noch stärkere Variabilität des SAR-Wertes im Kopf in Abhängigkeit von der Haltung und Position des Mobiltelefons zu erwarten, sodass eine unmittelbare Übertragung der durch Mehrantennen-Systeme erzielbaren Leistungsreduzierung auf die Spezifische Absorptionsrate als sehr unwahrscheinlich angesehen werden muss. Im Gegenteil belegen diverse Betrachtungen zur Aufteilung der Sendeleistung auf mehrere Antennen - zum Beispiel im Rahmen des BfS-Vorhabens [BfS 2006], welches weitgehend dem ursprünglichen AP 2.3 von "miniWatt II" entspricht - dass die Superposition der einzelnen Antennenfelder und damit der resultierende SAR-Wert kritisch von der Position des betrachteten Aufpunkts im Körper in Bezug auf die Lage der beteiligten Antennen abhängig ist. Dabei können sowohl deutlich niedrigere als auch deutlich höhere Feld- und SAR-Werte im Vergleich zu einer Einzelantenne auftreten. Eine belastbare SAR-Abschätzung im Überlagerungsbereich mehrerer Quellen kann somit nur auf der Basis sehr aufwändiger Modellvariationen und nachfolgender statistischer Auswertungen erfolgen. Die hier vorgenommene Darstellung von Einzelergebnissen ohne Angaben über die Variationsbreiten suggeriert eine allgemeine Gültigkeit, die so nicht gesehen werden kann.
  - Mit der Annahme konstanter Sendeleistung anstelle konstanter Kanalkapazität wurde in [miniWatt II 2007, AP 2.2] ab Kapitel 3 eine neue Zielsetzung priorisiert, sodass die SAR-Ergebnisse mangels zusätzlicher Detailangaben (z.B. zur konkreten Leistungsaufteilung auf die Antennen) nicht mit den Resultaten zum selben Arbeitspunkt aus [miniWatt II 2006] verglichen werden können.
  - SAR-Berechnungen im Zusammenhang mit Personenschutzermäßigungen (keine 'compliance tests', wie sie für die Qualitätssicherung von Geräten üblich sind) sollten heutzutage nicht mehr mit homogenen Phantomen, sondern unter Verwendung anatomisch realistischer Körpermodelle durchgeführt werden.
3. Im Vergleich zu den oben beschriebenen Minimierungsansätzen stellen sich die in AP 2.1 von "miniWatt II" vorgestellten Auswirkungen einer Optimierung der Abstrahlcharakteristik von Mobiltelefon-Antennen auf die SAR im Kopf zunächst eher bescheiden dar. Die Untersuchung errechnet mit einer optimierten 'patch'-Antennenstruktur beispielsweise für GSM 900 eine SAR-Minimierung im SAM-Phantom auf etwa 0,9 W/kg, das entspricht einer Reduzierung des SAR-Wertes bei Verwendung einer Helix-Antenne um ca. 47% (-3,2 dB). Es muss allerdings zugestanden werden, dass die vorgeschlagenen Optimierungsmaßnahmen in der Praxis sehr viel einfacher und kostengünstiger umsetzbar sein dürften als die flächendeckende Einführung von Mehrantennen-Systemen oder der Umbau der bestehenden grobmaschigen Netzstrukturen. Außerdem zeigen eigene ergänzende Berechnungen, dass bei Berücksichtigung von Gehäuseverlusten, eines anatomischen Menschmodells und einer das Handy haltenden Hand noch deutlich geringere SAR-Werte im Kopf erwartet werden können (vgl. Tab. V und VI dieses Berichts).

Die Analyse der so genannten "Pulshaltigkeit" üblicherweise verwendeter Modulationssignale, der im Rahmen von "miniWatt II" ein komplettes Arbeitspaket gewidmet wird, hat im Hinblick auf die SAR-Bewertung keinerlei Bedeutung, weil in die Bestimmung der Spezifischen Absorptionsrate nur die über 6-Minuten-Intervalle gemittelte Verlustleistung eingeht, während die Pulswiederholdauern deutlich kürzer sind. Erst im Falle der reproduzierten Aufdeckung eines nicht thermischen biologischen Effekts (beispielsweise einer Nichtlinearität) könnte die Form des Modulationssignals und damit auch die niederfrequente Pulsung elektromagnetischer Felder wieder Interesse erlangen. Derartige Effekte sind jedoch nach fast zwei Jahrzehnten intensiver wissenschaftlicher EMVU-Forschung nach wie vor als rein hypothetisch einzustufen.

## Zusammenfassung

In einer realen Umgebung tragen viele verschiedene Quellen, die elektromagnetische Felder im Frequenzbereich zwischen 100 kHz und 10 GHz emittieren, zur Spezifischen Absorptionsrate (SAR) im menschlichen Körper bei. Dabei hängt – von Körperform, -masse, -haltung und organischem Aufbau einer exponierten Person einmal abgesehen - der effektive Beitrag jeder Quelle von ihrer Frequenz und Sendeleistung, von ihrer Position und ihrer Strahlungscharakteristik in Bezug auf die Person, von den Eigenschaften der Übertragungsstrecke und von Einflüssen der Umgebung wie Reflexion und Beugung ab. Gemäß der Richtlinien der ICNIRP folgt die Gesamt-SAR aus einer Summation der räumlichen SAR-Verteilungen, die die beitragenden Einzelquellen im Körper erzeugen.

Ziel dieses Projektes war die Entwicklung eines praktikablen Rechenverfahrens zur Bestimmung der tatsächlichen Exposition in komplizierten Expositionsszenarien mit mehreren verschiedenartigen Hochfrequenz-Quellen.

Um beliebige Kombinationen von (existierenden oder zukünftigen) multiplen Quellen berücksichtigen zu können, wurde ein modulares Konzept entwickelt (vgl. Bild 2), das wesentlich auf einem umfangreichen Katalog von Daten für bestimmte "Quelle – Mensch"- bzw. "Feld – Mensch"-Szenarien basiert. Die Datensammlung musste in Voruntersuchungen mit Hilfe numerischer Berechnungen erstellt werden und enthält normierte Verteilungen der Verlustleistung  $P_V$  im menschlichen Körper, aus denen die gesuchten SAR-Werte hergeleitet werden können. Außer von dem gewählten Körpermodell sind die  $P_V$ -Verteilungen bestimmt durch Eigenschaften der Quelle bzw. des Expositionsfeldes. Quellenklassen werden aufgrund ihrer Distanz zum Körper unterschieden: Ein Untermodul enthält zum Beispiel  $P_V$ -Verteilungen für körperberührende Quellen, z.B. Handys. Daten für Quellen, die nahe des Körpers betrieben werden (z.B. Notebooks mit PCMCIA-Funkschnittstellen, DECT-Basisstationen, W-LAN-Router) sind in einem anderen Untermodul abgespeichert. Die Felder von weit entfernten Quellen werden durch eine (oder mehrere) homogene ebene Wellen (HEW) charakterisiert. Entsprechend beinhaltet ein weiteres voluminöses Untermodul  $P_V$ -Verteilungen aufgrund von homogenen ebenen Wellen verschiedener Frequenzen, die aus unterschiedlichen Richtungen und mit verschiedenen Polarisationsrichtungen auf den Körper einfallen. Für den normalen Nutzer des praktikablen Rechenverfahrens stellen diese Dateien fest vorgegebene Datensammlungen dar, aber der Katalog ist jederzeit von Experten um  $P_V$ -Verteilungen für andere Quellen oder für neue Körpermodelle erweiterbar.

Im zweiten Hauptmodul werden die am aktuell interessierenden Expositionsszenario beteiligten Quellen ausgewählt und beschrieben. Je genauer die Eigenschaften der Quellen und ihrer Umgebung (Position, mittlere Sendeleistung, Ausrichtung, Gewinn, Polarisation, Topografie des Ausbreitungsweges) durch den Nutzer spezifiziert werden, umso zuverlässiger können die Gewichtungsfaktoren bestimmt werden, mit denen die tabellierten  $P_V$ -Verteilungen für den aktuellen Expositionsfall umnormiert werden.

Schließlich wird in einem dritten Hauptmodul die Bewertung der Exposition durchgeführt, indem die gewichteten  $P_V$ -Verteilungen aufaddiert, die Ganzkörper-SAR bestimmt, das Maximum der Teilkörper-SAR gesucht und die resultierenden SAR-Werte mit den empfohlenen Basis-Grenzwerten verglichen werden.

Zur Erstellung der Datensätze mit den  $P_V$ -Verteilungen wurden zahlreiche FDTD-Berechnungen auf der Basis von zwei anatomischen Körpermodellen (stehender und sitzender Erwachsener) durchgeführt, die aus dem von den Brooks Air Force Base Laboratories unter Verwendung der 'Visible Human Project'-Daten entwickelten Menschmodell abgeleitet wurden. Die räumliche Auflösung der Körpermodelle und der Modelle für die HF-Endgeräte wurde zwischen 1 mm und 4 mm gewählt, um Detailstrukturen der Antennen zu berücksichtigen; allerdings wurden die resultierenden  $P_V$ -Datensätze in das praktikable Rechenverfahren mit einer einheitlichen Auflösung von 4 mm transferiert, weil die damit verbundene Datenmenge derzeit als Obergrenze für die Handhabbarkeit auf normalen PCs innerhalb eines vernünftigen Zeitraums angesehen wird. Es wurde überprüft, dass diese Auflösung die Bestimmung der SAR-Werte mit einer für praktische Zwecke ausreichenden Genauigkeit erlaubt.

Aus anderen Projekten verfügbare  $P_V$ -Daten wurden ebenfalls in das gewählte 4-mm-Format übertragen, insbesondere für körpernahe Endgeräte.

Zum jetzigen Entwicklungsstand stellt der Katalog Daten für die nachstehenden Szenarien einschließlich der erwähnten körpernahen Quellen bereit:

1. Stehender Erwachsener mit einem das rechte Ohr berührenden Handy (GSM 900 MHz und 1.800 MHz).
2. An einem Schreibtisch sitzender Erwachsener vor einem Notebook mit PCMCIA-Karte oder USB-Adapter, die GPRS 900 MHz, UMTS 1.950 MHz, W-LAN 2.450 MHz oder Bluetooth 2.450 MHz Signale aussenden.

3. Wie 2., jedoch mit dem Notebook auf den Oberschenkeln.
4. An einem Schreibtisch sitzender Erwachsener vor einem W-LAN-Router in 1 m Abstand.
5. Stehender Erwachsener in 0,3 m Abstand von einem wandmontierten W-LAN-Router.
6. Erwachsener (stehend und sitzend) vor einem W-LAN-Router auf dem Fußboden in 0,4 m Abstand.
7. Erwachsener (stehend und sitzend) vor einem Schreibtisch mit einer DECT Basisstation in 0,5 m Abstand.
8. Der größte Teil der abgelegten Daten betrifft jedoch die Verlustleistungen, die durch homogene ebene Wellen hervorgerufen werden. Da die Fernfelder folgender Quellen zu berücksichtigen waren, wurden die Berechnungen für die entsprechenden Frequenzen durchgeführt:
  - Mittelwellen-Rundfunksender (500 kHz)
  - Basisstationen für TETRA/GSM/UMTS (450 MHz, 900 MHz, 1.800 MHz, 2.100 MHz)
  - DVB-T-Fernsehsender (700 MHz)
  - DECT Basisstation (1.900 MHz)
  - W-LAN-Router (2.450 MHz).

Um weitere Computerressourcen zu sparen, wurde die Anzahl der berücksichtigten Einfallswinkel auf das Körpermodell auf 32 für jede Frequenz limitiert, und zwar auf 8 Azimutwinkel  $\varphi$  mit  $45^\circ$  Abstand und auf die 4 Elevationswinkel  $\alpha = 90^\circ - \theta = 0^\circ, 15^\circ, 30^\circ$  and  $45^\circ$ .

Insgesamt wurden 20 Verteilungen der absorbierten Leistung  $P_D$  für Einzelszenarien und mehr als 800  $P_D$ -Datensätze für die Exposition durch homogene ebene Wellen entwickelt, die kombiniert werden können, um zahlreiche nutzerspezifische Situationen zu bewerten. Während die oben erwähnten Szenarien 2 – 7 typische 'indoor'-Fälle repräsentieren, können sowohl Szenario 1 als auch alle HEW-Fälle zu Expositionssituationen 'indoor' wie 'outdoor' beitragen. Fünf verschiedene Ausbreitungsmodelle (Freiraum, Zweistrahl, Okumura-Hata, COST231, Fenstereinkopplung) und drei Kanalmodelle (LOS, NLOS, zusätzliche Reflexion) wurden implementiert, um jeweils das adäquate Modell bei den verschiedenen Frequenzen und Umgebungen anwenden zu können.

Das praktikable Rechenverfahren wird im Abschlussbericht für zwei Expositionsszenarien mit 6 ('indoor') bzw. 7 ('outdoor') HF-Quellen demonstriert, wobei jeweils die höchste denkbare Sendeleistung angenommen wird.

Es zeigt sich, dass erwartungsgemäß die in engem Kontakt zum Körper betriebenen Endgeräte (Handy, Notebook auf den Oberschenkeln (GPRS)) die höchsten Teilkörper-SAR-Werte in den Gliedmaßen (Hand, die das Handy hält, bzw. Oberschenkel) erzeugen, sodass die ICNIRP-Basisgrenzwerte teilweise zu einem erheblichen Teil ausgeschöpft werden (zwischen 38% und 97,5%). Andererseits bleibt die durch alle beteiligten Quellen kumulierte Ganzkörper-SAR unterhalb von 10% der empfohlenen Grenzwerte mit einem Hauptbeitrag von 7,2% durch das Notebook auf den Oberschenkeln (Laptop), während die Teilkörper-SAR in Kopf und Rumpf in diesen Beispielen nie eine Ausschöpfung von 2% überschreitet.

## Summary

In a 'real-world' environment, a substantial variety of sources, emitting electromagnetic radiation in the frequency range between 100 kHz and 10 GHz, contributes to the specific absorption rate (SAR) distribution within the human body. Thereby, apart from the shape, mass, posture, and organic topology of an exposed person, the effective share of each single source depends on its frequency and radiated power, on its location and radiation pattern with respect to the person, on the properties of the transmission path and on influences of the environment such as reflection and diffraction. According to the IC-NIRP guidelines, the total SAR yields from the summation of the SAR distributions due to the single sources.

The goal of this research project was the development of a practicable computational procedure for the determination of the actual exposure in complex exposure scenarios with several different radio frequency (rf) sources.

In order to consider an arbitrary combination of (existing or future) multiple sources a modular concept was developed (Fig. 1). It is essentially based on a bulky catalogue of datasets for particular 'source – human body' or 'field – human body' scenarios (module A). The datasets have to be provided in advance by means of numerical computations and consist of normalized distributions of the dissipated power  $P_D$  within the human body from which the requested SAR values can be derived. Apart from the selected body model, the  $P_D$  distributions are determined by the features of the source or of the exposure field. Source types are distinguished by their distance to the body: Sub-module A 1.1 contains  $P_D$  distributions for body-worn sources, e.g. mobile phones. Data for sources operated near the body (e.g. notebooks with PCMCIA transmitters, DECT base stations, W-LAN routers) are stored in sub-module A 1.2. The fields of sources which are located far from the body are characterized by (one or more) uniform plane waves. Accordingly, the voluminous sub-module A 1.3 covers  $P_D$  distributions due to uniform plane waves of multiple frequencies hitting on the body under various angles and with different directions of polarization. For the ordinary user of the practicable procedure, the datasets are fixed sheets, but the catalogue is expandable at any time by  $P_D$  distributions for new sources or for other models of the human body, if expertise is available.

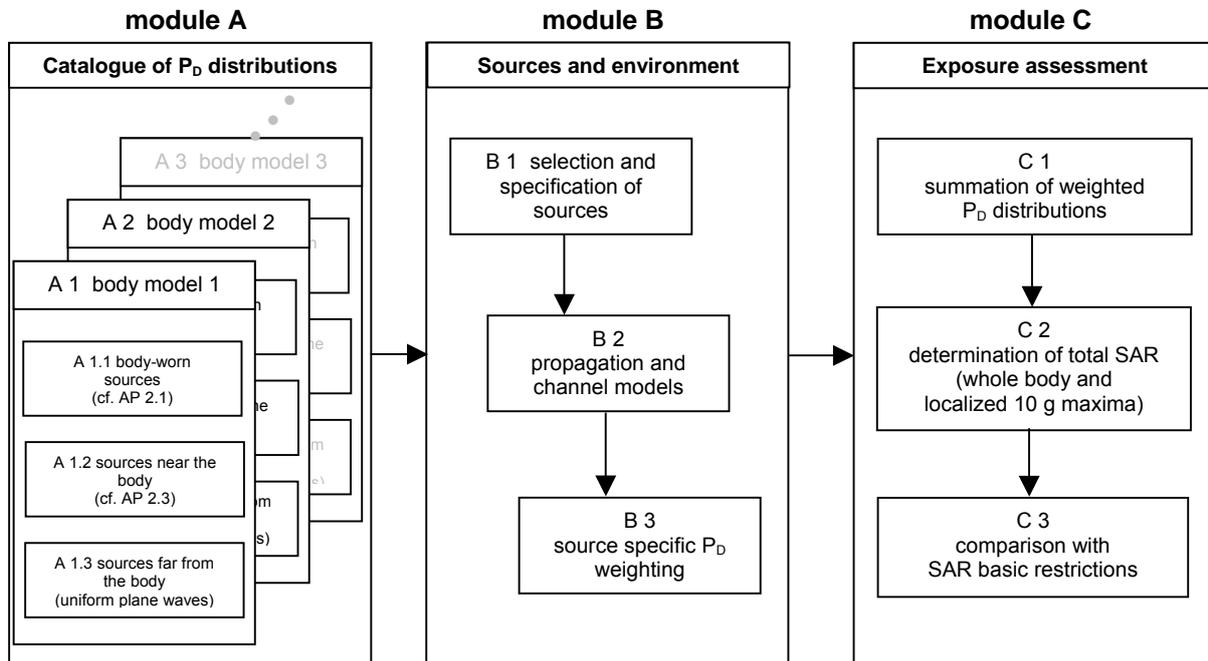


Figure 1: Modular concept of the practicable computational procedure

In module B the sources of the actually interesting multiple exposure scenario are selected and described. The more specifications of the sources and their environment (position, average radiated power, directivity, gain, polarization, topography of propagation path) can be provided by the user the more precise is the determination of the weighting factor (sub-module B 3) to be applied to the source-specific  $P_D$  datasets.

Finally, in module C the exposure assessment is performed by adding the weighted  $P_D$  distributions, by determining the whole body SAR, by searching the maximum of the localized SAR (10g avg.), and by

relating the total SAR values to the recommended basic restrictions.

For the preparation of  $P_D$  datasets numerous FDTD computations were performed based on two anatomical body models (standing and sitting adult) derived from the human body model of the Brooks Air Force Base Laboratories developed from the 'Visible Human Project' data. The spatial resolution of the body models and of the models for the rf devices was chosen between 1mm and 4 mm in order to consider details of the antennas, but the resulting  $P_D$  datasets were transformed to the practicable computational procedure with 4 mm resolution, since this results in a number of values per dataset which seems to be the upper limit for a handling on usual PCs in a reasonable time period. It was approved that this resolution allows the determination of SAR values with a sufficient accuracy for practical purposes.  $P_D$  data available from other projects were also transformed to the chosen 4-mm format, especially for sources operated near the body.

At the present stage, the catalogue comprises data for the following scenarios including the mentioned nearby sources:

1. Standing adult with a mobile phone (GSM 900 MHz and 1,800 MHz) in touch with the right ear.
2. Adult sitting at a desktop in front of a notebook with PCMCIA card or USB stick transmitting GPRS 900 MHz, UMTS 1,950 MHz, W-LAN 2,450 MHz, or Bluetooth 2,450 MHz signals.
3. Same as 2., but with the notebook placed on the lap.
4. Adult sitting at a desktop with a W-LAN router placed at a distance of 1 m.
5. Adult standing near a wall with a W-LAN router mounted at a distance of 0.3 m.
6. Adult (both standing and sitting) with a W-LAN router placed on the ground at a distance of 0.4 m.
7. Adult (both standing and sitting) in front of a desktop with a DECT base station placed at a distance of 0.5 m.
8. The main part of the deposited data, however, concerns the dissipated power  $P_D$  evoked by uniform plane waves. Since the far-fields of the following sources should be considered, the computations were performed for the respective frequencies:
  - AM broadcasting station (500 kHz)
  - Base stations for TETRA/GSM/UMTS (450 MHz, 900 MHz, 1,800 MHz, 2,100 MHz)
  - DVB-T broadcasting station (700 MHz)
  - DECT base station (1,900 MHz)
  - W-LAN router (2,450 MHz).

For further saving of computer resources the number of considered directions of incidence towards the body model was limited to 32 for each frequency, namely to 8 azimuthal angles  $\varphi$  with 45° spacing and to the 4 elevation angles  $\alpha = 90^\circ - \theta = 0^\circ, 15^\circ, 30^\circ$  and  $45^\circ$ .

Altogether, 20 distributions of dissipated power  $P_D$  for fixed scenarios and more than 800  $P_D$  datasets for uniform plane wave exposure have been developed which can be combined to assess numerous user-specific situations. While the above mentioned scenarios 2 – 7 represent typical indoor cases, scenario 1 as well as all the UPW cases may contribute to exposure situations indoor and outdoor. Five different propagation models (free-space, 2-ray, Okumura-Hata, COST231, window penetration) and three channel models (LOS, NLOS, additional reflection) were implemented in order to apply the adequate model according to the specific frequency range and environment.

The practicable computational procedure is demonstrated in the final report for two multiple exposure scenarios with 6 (indoor) respective 7 (outdoor) rf sources, assuming the highest imaginable output powers for each system.

It turns out that – as expected – the terminals operated in close proximity to the body (mobile phone, laptop (GPRS)) yield the highest values for the localized SAR in the limbs (hand holding the mobile and thigh, respectively) which exploit the basic restrictions according to the ICNIRP guidelines to a substantial degree (between 38% and 97.5%). On the other hand, the whole-body average SAR cumulated from all sources remains below 10% of the limit with a major contribution of 7.2% from the laptop, while the localized SAR in head and trunk (single as well as cumulated) never exceeds 2% in these examples.

## Literatur

- Abramowitz, M., Stegun, I. A.: Handbook of Mathematical Functions. Dover Publications, Inc., New York 1965.
- Alaydrus, M., Hansen, V., Streckert, J., Field Analysis of Base Station Antennas in Complex Environments, 4th European Personal Mobile Communications Conference, Vienna, Austria, February 2001, Ch. 19.1.
- BfS: Untersuchung des Einflusses von Antennen- und Gerätetopologien von körpernah betriebenen drahtlosen Kommunikationsendgeräten auf die von diesen verursachten SAR-Werte. Forschungsvorhaben im Rahmen des Deutschen Mobilfunk Forschungsprogramms, November 2006.  
[http://www.emf-forschungsprogramm.de/forschung/dosimetrie/dosimetrie\\_abges/dosi\\_091.html](http://www.emf-forschungsprogramm.de/forschung/dosimetrie/dosimetrie_abges/dosi_091.html)
- Bitz, A.: Numerische Feldberechnung im biologischen Gewebe: Exposition von Personen, Tieren und isolierten biologischen Systemen in elektromagnetischen Feldern. Dissertation, Bergische Universität Wuppertal, 2004.  
<http://elpub.bib.uni-wuppertal.de/rootcollection;internal&action=buildframes.action>
- Christ, A., Klingenböck, A., Samaras, T., Neufeld, E., Kuster, N.: Exposition durch körpernahe Sender im Rumpfbereich. Abschlussbericht zum Forschungsvorhaben im Rahmen des Deutschen Mobilfunk Forschungsprogramms, Juli 2006.  
[http://www.emf-forschungsprogramm.de/forschung/dosimetrie/dosimetrie\\_abges/dosi\\_055\\_AB.pdf](http://www.emf-forschungsprogramm.de/forschung/dosimetrie/dosimetrie_abges/dosi_055_AB.pdf)
- COST: Urban transmission loss models for mobile radio in the 900- and 1800 MHz bands (Revision 2). COST 231 TD(90)119 Rev. 2, The Hague, The Netherlands, September 1991.
- DIN: Bewertung von elektrischen und elektronischen Einrichtungen in Bezug auf Begrenzungen der Exposition von Personen in elektromagnetischen Feldern (0 Hz bis 300 GHz). Deutsche Fassung prEN 62311:2006, Entwurf Februar 2007.
- ETSI: Terrestrial Trunked Radio (TETRA); Voice plus Data (V+D); Designer's guide; Part 1: Overview, technical description and radio aspects. ETSI ETR-300-1, May 1997.
- EU-Ratsempfehlung: Empfehlung des Rates vom 12. Juli 1999 zur Begrenzung der Exposition der Bevölkerung gegenüber elektromagnetischen Feldern (0 Hz – 300 GHz). 1999/519/EG.
- Gandhi, O. P., Chen, J.-Y.: Numerical dosimetry at power-line frequencies using anatomically based models. Bioelectromagnetics, Supplement 1, 43-60, 1992.
- Geng, N., Wiesbeck, W.: Planungsmethoden für die Mobilkommunikation: Funknetzplanung unter realen physikalischen Ausbreitungsbedingungen. Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg 1998.
- Gustrau, F., Bahr, A., Goltz, S., Eggert, S., Hentschel, K., Ruppe, I.: Berechnung feldinduzierter Ströme und Stromdichten in Modellen des menschlichen Körpers im Frequenzbereich 10 Hz bis 30 MHz. Schriftenreihe der Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin, Forschung Fb 906, 2000.
- Hansen, R.C.: Microwave Scanning Antennas. Peninsular Publishing, Los Altos, California, 1986.
- Hata, M.: Empirical Formula for Propagation Loss in Land Mobile Services, IEEE Transactions on Vehicular Technology, vol. 29, pp. 317-325, 1980.
- ICNIRP: Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic, and electromagnetic fields (up to 300 GHz). Health Physics, vol. 74, 494-522, 1998.
- IEEE: Recommended Practice for Measurements and Computations of Radio Frequency Electromagnetic Fields With Respect to Human Exposure to Such Fields, 100 kHz–300 GHz. IEEE Std C95.3<sup>TM</sup>-2002.

- IEEE: Draft Recommended Practice for Determining the Peak Spatial-Average Specific Absorption Rate (SAR) in the Human Body from Wireless Communication Devices, 30 MHz – 6 GHz: General Requirements for Using the Finite Difference Time Domain (FDTD) Method for SAR Calculations. IEEE P1528.1<sup>TM</sup>/D1.0, January 2007.
- ITU-R P.368-7: Ground-wave propagation curves for frequencies between 10 kHz and 30 MHz. ITU Radiocommunication Assembly, Geneva 1992.
- ITU-R P.1546-1: Method for point-to-area predictions for terrestrial services in the frequency range 30 MHz to 3000 MHz. ITU Radiocommunication Assembly, Geneva 2003.
- Jull, E.V.: Aperture Antennas and Diffraction Theory. Peter Peregrinus LTD, Stevenage, UK and New York 1981.
- Kuhn, R.: Mikrowellenantennen, VEB Verlag Technik, Berlin 1964.
- miniWatt: Mobilkommunikation und Rundfunk der Zukunft: Konzepte zur Minimierung der Exposition der Bevölkerung durch elektromagnetische Felder. BMBF-Vorhaben, 2004.  
[http://www.pt-it.pt-dlr.de/media/miniwatt\\_broschuere.pdf](http://www.pt-it.pt-dlr.de/media/miniwatt_broschuere.pdf)
- miniWatt II: Minimierung der Immission künftiger Funkdienste (miniWatt II-technischer Teil), BMBF-Vorhaben 01 BU 550, Zwischenbericht vom 01.07.2005 bis 31.12.2005, 01/2006.
- miniWatt II: Minimierung der Immission künftiger Funkdienste (miniWatt II-technischer Teil), BMBF-Vorhaben 01 BU 550, Zwischenbericht vom 01.04.2005 bis 31.12.2006, 01/2007.
- National Library of Medicine: Visible Human Project, 1986.  
[http://www.nlm.nih.gov/research/visible/visible\\_human.html](http://www.nlm.nih.gov/research/visible/visible_human.html)
- Neitzke, H.-P., Osterhoff, J., Peklo, K., Voigt, H., Wohlatz, T.: Bestimmung der Exposition von Personengruppen, die im Rahmen des Projektes „Querschnittsstudie zur Erfassung und Bewertung möglicher gesundheitlicher Beeinträchtigungen durch die Felder von Mobilfunkbasisstationen“ untersucht werden. Abschlussbericht zum Forschungsvorhaben im Rahmen des Deutschen Mobilfunk Forschungsprogramms, 2005.  
[http://www.emf-forschungsprogramm.de/forschung/dosimetrie/dosimetrie\\_abges/dosi\\_020.html](http://www.emf-forschungsprogramm.de/forschung/dosimetrie/dosimetrie_abges/dosi_020.html)
- Schmid, G., Lager, D., Preiner, P., Überbacher, R., Neubauer, G., Cecil, S.: Bestimmung der Exposition bei Verwendung kabelloser Übermittlungsverfahren in Haushalt und Büro. Abschlussbericht zum Forschungsvorhaben im Rahmen des Deutschen Mobilfunk Forschungsprogramms, Juli 2005.  
[http://www.emf-forschungsprogramm.de/forschung/dosimetrie/dosimetrie\\_abges/dosi\\_030\\_AB.pdf](http://www.emf-forschungsprogramm.de/forschung/dosimetrie/dosimetrie_abges/dosi_030_AB.pdf)
- Siegbahn, M., Gradin, H., Thors, B., Törnevik, C.: RF exposure from multiple mobile phones in an enclosed environment. 28th BEMS Annual Meeting, Cancun, Mexico, S12-7, 507-510, June 2006.
- Spitzer, V., Ackerman, M.J., Scherzinger, A.L., Whitlock, D.: The Visible Human Male: A technical report. J. Am. Med. Informatics Assoc., vol. 3, 118-130, 1996.
- Strahlenschutzkommission (SSK): Grundsätze bei der Ableitung von Emissionsstandards bei gleichzeitig betriebenen Feldquellen.  
Empfehlung der Strahlenschutzkommission. BAnz Nr. 127, 12.7.2007.
- Taflove, A., Hagness, S.C.: Computational Electrodynamics: The Finite-Difference Time-Domain Method. 2nd Edition, Artech House, Boston, London 2000.
- UMTSlink.at, 2002. [http://umtslink.at/cgi-bin/reframer.cgi?../Mobilfunk/ausbreitungs\\_modelle.htm](http://umtslink.at/cgi-bin/reframer.cgi?../Mobilfunk/ausbreitungs_modelle.htm)
- Wölfle, R.: Elektrosmoginfo: Die EMVU-Informationseite von Dipl. Ing. Ralf Dieter Wölfle.  
<http://www.ralf-woelfle.de/elektrosmog/index.htm>

# Anhang zum Abschlussbericht

**Entwicklung eines praktikablen rechentechischen Verfahrens  
zur Ermittlung der tatsächlichen Exposition in komplizierten  
Immissionsszenarien mit mehreren verschiedenartigen HF-Quellen**

- A) Herleitung der Gleichungen 6a und 6b des Zweistrahlmmodells
- B) Auswahl der Ausbreitungsmodelle und Okumura-Hata- bzw. COST-Hata-Formeln
- C) Bestimmung des Einkopplungsfaktors  $K_f$  durch eine Fensteröffnung
- D) Bestimmung der über 10 g würfelförmige Gewebemasse gemittelten Teilkörper-SAR
- E) Tabellen der für die Berechnungen verwendeten Materialdaten  $\epsilon_r$ ,  $\kappa$ ,  $\rho$  der biologischen Gewebe und der technischen Bauelemente

## **Herleitung der Gleichungen 6a und 6b des Zweistrahlmodells**

Bild A1 zeigt schematisch die Übertragungswege zwischen einer Sende- und einer Empfangsantenne für die direkte Welle und die an der Erde reflektierte Bodenwelle.

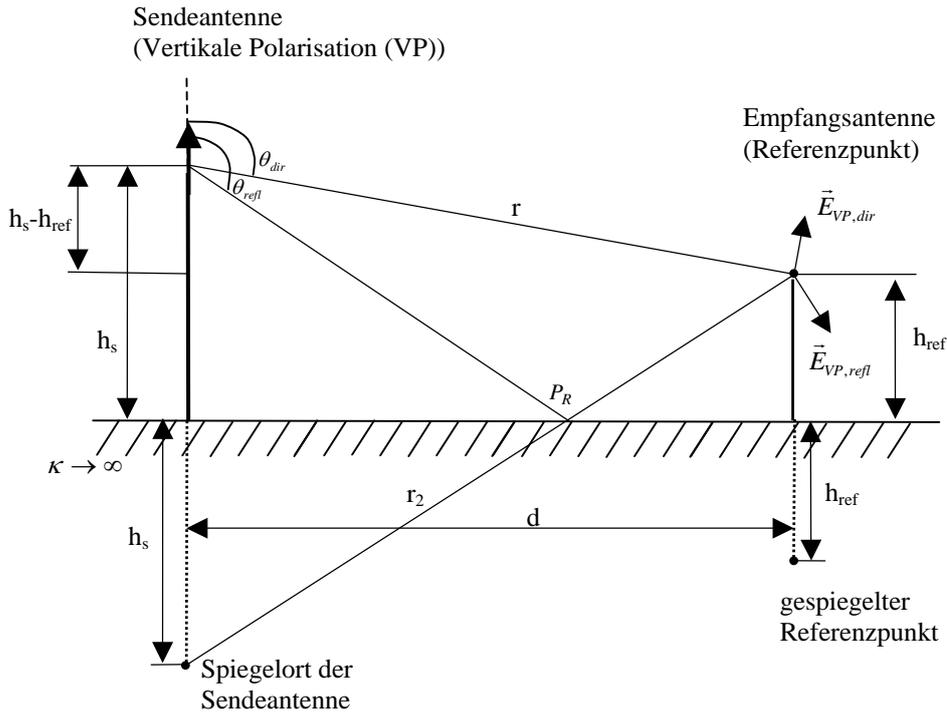


Bild A1: Strahlverlauf zur Herleitung des Zweistrahlmodells (vertikale Polarisation)

Bezeichnungen:

- $r$  : Entfernung Sendeantenne-Empfangsantenne
- $r_2$  : Entfernung Sendeantenne-Empfangsantenne über Reflexionspunkt  $P_R$
- $h_s$  : Höhe der Sendeantenne über Erde
- $h_{ref}$  : Höhe der Empfangsantenne über Erde (Referenzhöhe)
- $d$  : Horizontaler Abstand zwischen Sende- und Empfangsantenne

a) Vertikale Polarisation (VP):

→ Antennenelemente sind senkrecht zur Erde orientiert

Feldstärke an der Empfangsantenne (Referenzpunkt):

$$\vec{E}_{VP} = \vec{E}_{VP,dir} + \vec{E}_{VP,refl}$$

$$\vec{E}_{VP,dir} = \sqrt{\frac{P_s G(\theta_{dir}, \varphi_{dir}) Z_{F0}}{2\pi}} \frac{e^{-jk_0 r}}{r} \vec{e}_{VP,dir}$$

- $P_s$  : Sendeleistung der Sendeantenne
- $G(\theta, \varphi)$  : Winkelabhängige Gewinnfunktion der Sendeantenne
- $Z_{F0}$  : Freifeldwellenwiderstand
- $\vec{e}_{VP,dir}$  : Richtung von  $\vec{E}_{VP,dir}$  (s. Bild A1)

$$\vec{E}_{VP,refl} = r_{VP}(P_R) \sqrt{\frac{P_s G(\theta_{refl}, \varphi_{refl}) Z_{F0}}{2\pi}} \frac{e^{-jk_0 r_2}}{r_2} \vec{e}_{VP,refl}$$

- $r_{VP}(P_R)$  : Reflexionsfaktor der Erde am Reflexionspunkt  $P_R$
- $\vec{e}_{VP,refl}$  : Richtung von  $\vec{E}_{VP,refl}$  (s. Bild A1)

Für die vertikale Polarisation der Antenne liegt die von der Antenne erzeugte elektrische Feldstärke  $\vec{E}_e$  (einfallendes Feld auf die Erde) **parallel** zur Einfallsebene.

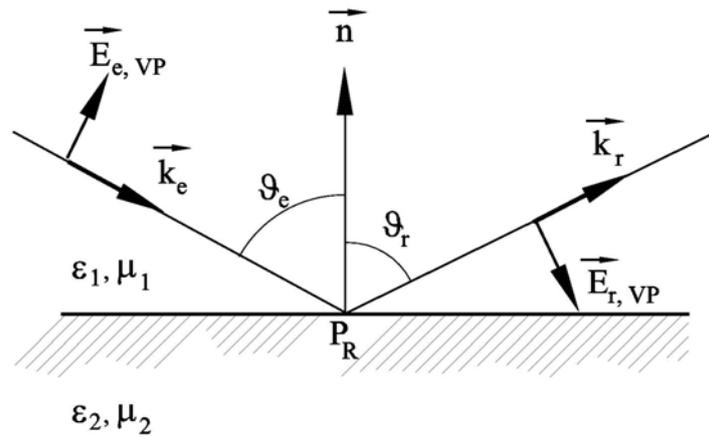


Bild A2: Zur Definition der Einfallsebene am Reflexionspunkt  $P_R$

Die Einfallsebene ist die von den Vektoren  $\vec{n}$  und  $\vec{k}_e$  aufgespannte Ebene (s. Bild A2).

$\vec{n}$  : Flächennormalen-Einheitsvektor

$\vec{k}_e$  : Ausbreitungsvektor der auf die Erde einfallenden Welle

$$\Rightarrow r_{VP}(P_R) = r_{//}(P_R)$$

$$r_{//} = \frac{\sqrt{\varepsilon_{r2} - \sin^2 \theta_e} - \varepsilon_{r2} \cos \theta_e}{\sqrt{\varepsilon_{r2} - \sin^2 \theta_e} + \varepsilon_{r2} \cos \theta_e} \quad \text{für } \varepsilon_{r1} = \mu_{r1} = 1 \text{ und } \mu_{r2} = 1$$

$\theta_e$  : Einfallswinkel der Welle auf die Erdoberfläche.

Medium 2 ist ideal leitend  $\Rightarrow \varepsilon_{r2} \rightarrow \infty \Rightarrow r_{//} = -1$

Unter der Annahme  $h_s, h_{ref} \ll d$ , (d.h., die Höhen der beiden Antennen über Erde sind sehr klein gegenüber dem horizontalen Abstand beider Antennen) folgt:

$$h_s, h_{ref} \ll d \Rightarrow \begin{cases} \theta_{refl} \approx \theta_{dir} \\ \vec{e}_{VP, refl} = -\vec{e}_{VP, dir} \end{cases}$$

Mit  $\varphi_{refl} = \varphi_{dir}$  erhält man dann:

$$\vec{E}_{VP} = \sqrt{\frac{P_S G_S(\theta_{dir}, \varphi_{dir}) Z_{F0}}{2\pi}} \left( \frac{e^{-jk_0 r}}{r} + \frac{e^{-jk_0 r_2}}{r_2} \right) \vec{e}_{VP, dir}$$

$$\text{Darin gilt } r = \sqrt{d^2 + (h_s - h_{ref})^2} = d \left[ 1 + \left( \frac{h_s - h_{ref}}{d} \right)^2 \right]^{\frac{1}{2}},$$

$$\text{und aus } h_s, h_{ref} \ll d \text{ folgt } h_s - h_{ref} \ll d \Rightarrow \left( \frac{h_s - h_{ref}}{d} \right)^2 \ll 1.$$

Mit  $(1+x)^n \approx 1+nx$  für  $|x| \ll 1$  und  $n > 0$  gilt:

$$r \approx d \left[ 1 + \frac{1}{2} \left( \frac{h_s - h_{ref}}{d} \right)^2 \right] = d + \frac{1}{2d} (h_s^2 + h_{ref}^2 - 2h_s h_{ref})$$

Analog zu  $r$  erhält man für  $r_2$ :

$$r_2 = \sqrt{d^2 + (h_s + h_{ref})^2} = d \left[ 1 + \left( \frac{h_s + h_{ref}}{d} \right)^2 \right]^{\frac{1}{2}}$$

$$r_2 \approx d + \frac{1}{2d} (h_s^2 + h_{ref}^2 + 2h_s h_{ref})$$

Aus der Näherung  $h_s, h_{ref} \ll d$  folgt  $r_2 \approx r \approx d$ , wodurch  $\frac{1}{r_2} \approx \frac{1}{r}$  gilt. In den Phasentermen  $e^{-jk_0 r}$  und  $e^{-jk_0 r_2}$  muss dagegen der Wegunterschied  $(r_2 - r)$  berücksichtigt werden. Daraus folgt:

$$\begin{aligned} \Rightarrow \vec{E}_{VP} &= \sqrt{\frac{P_S G_S(\theta_{dir}, \varphi_{dir}) Z_{F0}}{2\pi}} \frac{e^{-jk_0 r}}{r} \left[ 1 + e^{-jk_0 (r_2 - r)} \right] \vec{e}_{VP, dir} \\ &= \underbrace{\sqrt{\frac{P_S G_S(\theta_{dir}, \varphi_{dir}) Z_{F0}}{2\pi}} \frac{e^{-jk_0 r}}{r} \vec{e}_{VP, dir}}_{\vec{E}_{FR}} e^{-jk_0 \frac{(r_2 - r)}{2}} \left[ e^{jk_0 \frac{(r_2 - r)}{2}} + e^{-jk_0 \frac{(r_2 - r)}{2}} \right] \\ &= \vec{E}_{FR} 2 \cos \left[ \frac{k_0 (r_2 - r)}{2} \right] e^{-jk_0 \frac{(r_2 - r)}{2}} \\ \Rightarrow \vec{E}_{VP} &= \vec{E}_{FR} 2 \cos \left[ \frac{k_0 h_s h_{ref}}{d} \right] e^{-jk_0 \left( \frac{k_0 h_s h_{ref}}{d} \right)} \end{aligned}$$

mit  $d = \sqrt{r^2 - (h_s - h_{ref})^2}$ .

$\vec{E}_{FR}$  bezeichnet den elektrischen Feldstärke-Vektor bei Freiraumausbreitung.

Die Leistungsdichte am Referenzpunkt ergibt sich dann zu:

$$S(r) = \frac{1}{2} \frac{|\vec{E}_{VP}|^2}{Z_{F0}} = \frac{1}{2} \frac{|\vec{E}_{FR}|^2}{Z_{F0}} 4 \left| \cos \left( \frac{k_0 h_s h_{ref}}{d} \right) \right|^2$$

Die auf  $1 \text{ mW/m}^2$  normierte Leistungsdichte im logarithmischen Maß stellt sich damit am Ort  $r$  folgendermaßen dar:

$$10 \lg \left[ \frac{S(r)}{1 \text{ mW/m}^2} \right] = S [\text{dBmW/m}^2]_{FR} + 6,02 \text{ dB} + 20 \lg \left| \cos \left( \frac{k_0 h_s h_{ref}}{d} \right) \right| \quad (\text{Gl. 6a})$$

$S [\text{dBmW/m}^2]_{FR}$  ist die auf  $1 \text{ mW/m}^2$  normierte Leistungsdichte bei „Freiraumausbreitung“ (vgl. Gl. 5)

b) Horizontale Polarisation (HP):

⇒ Antennen sind parallel zur Erdoberfläche orientiert

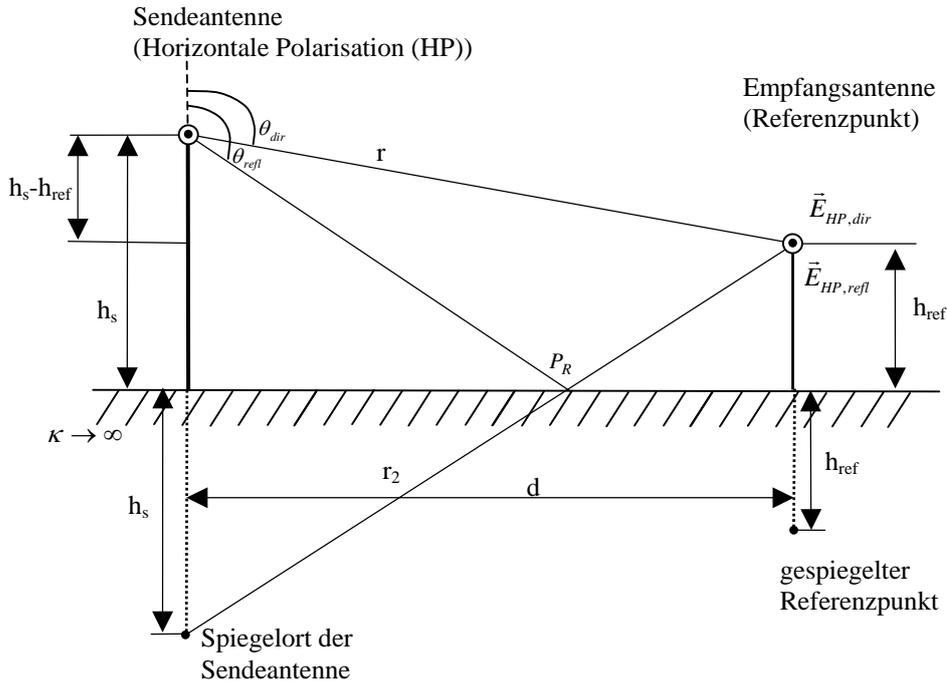


Bild A3: Strahlverlauf zur Herleitung des Zweistrahlmmodells (horizontale Polarisation)

Unterschiede zur vertikalen Polarisation:

$$1) \vec{E}_{HP,dir} = \sqrt{\frac{P_S G_S(\theta_{dir}, \varphi_{dir}) Z_{F0}}{2\pi}} \frac{e^{-jk_0 r}}{r} \vec{e}_{HP,dir}$$

$$\vec{E}_{HP,refl} = r_{HP}(P_R) \sqrt{\frac{P_S G_S(\theta_{dir}, \varphi_{dir}) Z_{F0}}{2\pi}} \frac{e^{-jk_0 r_2}}{r_2} \vec{e}_{HP,refl}$$

hier:  $r_{HP}(P_R) = r_{\perp}$ , da einfallendes Feld ( $\vec{E}_e$ ) auf Erde **senkrecht** zur Einfallsebene (s. Bild A3).

Medium 2 ideal leitend  $\rightarrow r_{\perp} = -1$

$$2) \vec{e}_{HP,dir} = \vec{e}_{HP,refl}$$

$$\Rightarrow \vec{E}_{HP} = \vec{E}_{HP,dir} + \vec{E}_{HP,refl}$$

$$= \sqrt{\frac{P_S G_S(\theta_{dir}, \varphi_{dir}) Z_{F0}}{2\pi}} \left( \frac{e^{-jk_0 r}}{r} - \frac{e^{-jk_0 r_2}}{r_2} \right) \vec{e}_{HP,dir}$$

Analog zu VP-Fall:

$$r_2 \approx r \text{ in } \frac{1}{r_2} \text{ einsetzen}$$

$$r \approx d + \frac{1}{2d} (h_s^2 + h_{ref}^2 - 2h_s h_{ref}) \quad \text{in } e^{-jk_0 r} \text{ einsetzen}$$

$$r_2 \approx d + \frac{1}{2d} (h_s^2 + h_{ref}^2 + 2h_s h_{ref}) \quad \text{in } e^{-jk_0 r_2} \text{ einsetzen}$$

$$\Rightarrow \vec{E}_{HP} = \underbrace{\sqrt{\frac{P_s G_s(\theta_{dir}, \varphi_{dir}) Z_{F0}}{2\pi}}}_{\vec{E}_{FR}} \frac{e^{-jk_0 r}}{r} \vec{e}_{HP, dir} 2j \sin\left(\frac{k_0 h_s h_{ref}}{d}\right) e^{-jk_0 \left(\frac{k_0 h_s h_{ref}}{d}\right)}$$

Die Leistungsdichte am Referenzpunkt ergibt sich dann zu:

$$S(r) = \frac{1}{2} \frac{|\vec{E}_{HP}|^2}{Z_{F0}} = \frac{1}{2} \frac{|\vec{E}_{FR}|^2}{Z_{F0}} 4 \left| \sin\left(\frac{k_0 h_s h_{ref}}{d}\right) \right|^2$$

Die auf 1 mW/m<sup>2</sup> normierte Leistungsdichte im logarithmischen Maß stellt sich damit folgendermaßen dar:

$$10 \lg \left[ \frac{S(r)}{1 \text{ mW/m}^2} \right] = S[\text{dBmW/m}^2]_{FR} + 6,02 \text{ dB} + 20 \lg \left[ \left| \sin\left(\frac{k_0 h_s h_{ref}}{d}\right) \right| \right] \quad (\text{Gl. 6b})$$

**Auswahl der Ausbreitungsmodelle und  
Okumura-Hata- bzw. COST-Hata-Formeln**

## Auswahl der Ausbreitungsmodelle

Im praktikablen Rechenverfahren wird zur Bestimmung der Leistungsdichte, die eine ferne Quelle am Referenzort hervorruft, für den 'indoor'-Bereich grundsätzlich das Freiraum-Modell (Gl. 5) verwendet.

Bei externen Quellen, die durch das Fenster einkoppeln, bzw. bei Quellen, die eine im 'outdoor'-Bereich befindliche Person exponieren, hat der Nutzer des Verfahrens für bestimmte Wertebereiche von Frequenz, Entfernung und Sendeantennenhöhe die Wahl, ob die Leistungsdichte über das immer einsetzbare konservative 'worst case'-Zweistrahlenmodell (Gl. 7) abgeschätzt wird oder ob sie unter Ausnutzung von Gl. 9 über eines der als praxisnäher angesehenen empirischen Ausbreitungsmodelle zur Bestimmung der isotropen Funkfelddämpfung  $L_{iso}$  ermittelt wird. Tabelle BI gibt einen Überblick der verschiedenen empirischen Modelle, die abhängig von der Umgebungstopografie im praktikablen Rechenverfahren genutzt werden können.

	150 – 200 MHz	200 – 400 MHz	400 – 1.500 MHz	1.500 – 2.000 MHz
<b>Großstadt (urban)</b>	OKUMURA-HATA Gln. B1 u. B3		OKUMURA-HATA Gln. B1 u. B4	COST-HATA Gln. B8, B2 u. B10
<b>kleine/mittelgroße Stadt (urban)</b>	OKUMURA-HATA Gln. B1 u. B2	OKUMURA-HATA Gln. B1 u. B2	OKUMURA-HATA Gln. B1 u. B2	COST-HATA Gln. B8, B2 u. B9
<b>Vorort (suburban)</b>	OKUMURA-HATA Gln. B5, B1 u. B2	OKUMURA-HATA Gln. B5, B1 u. B2	OKUMURA-HATA Gln. B5, B1 u. B2	
<b>ländliche Bebauung (rural)</b>	OKUMURA-HATA Gln. B7, B1 u. B2	OKUMURA-HATA Gln. B7, B1 u. B2	OKUMURA-HATA Gln. B7, B1 u. B2	
<b>freie Landschaft (open)</b>	OKUMURA-HATA Gln. B6, B1 u. B2	OKUMURA-HATA Gln. B6, B1 u. B2	OKUMURA-HATA Gln. B6, B1 u. B2	

Tabelle BI: Entscheidungsmatrix der alternativ verwendbaren Ausbreitungsmodelle

## Das Okumura-Hata-Modell zur Berechnung der Funkfelddämpfung

Die Funkfelddämpfung wird gemäß [Hata 1980] durch die folgenden empirischen Modelle angenähert:

a) In städtischem Gebiet (urban):

$$L_{iso,Hata,urban} = 69,55 + 26,16 \lg(f) - 13,82 \lg(h_s) + [44,9 - 6,55 \lg(h_s)] \lg(r) - a(h_{ref}), \quad (B1)$$

wobei für eine kleine bis mittelgroße Stadt

$$a(h_{ref}) = [1,1 \cdot \lg(f) - 0,7] \cdot h_{ref} - [1,56 \cdot \lg(f) - 0,8] \quad (B2)$$

und für eine große Stadt

$$a(h_{ref}) = 8,29 \cdot [\lg(1,54 \cdot h_{ref})]^2 - 1,1 \quad \text{für } f \leq 200 \text{ MHz} \quad (B3)$$

$$a(h_{ref}) = 3,2 \cdot [\lg(1,75 \cdot h_{ref})]^2 - 4,97 \quad \text{für } f \geq 400 \text{ MHz} \quad (B4)$$

gelten.

In Gln. B1 bis B4 bedeuten

$f$  : Frequenz in MHz (150 - 1500 MHz)

$h_s$  : Höhe der Sendeantenne in m (30 - 200 m)

$h_{ref}$  : Höhe des Referenzpunktes (hier: 1 m; in [Hata 1980]: Höhe der Empfangsantenne)

$r$  : Länge des Ausbreitungsweges in km (1 - 20 km).

b) In einem Vorort (suburban):

$$L_{iso,Hata,suburban} = L_{iso,Hata,urban} - 2 \cdot \left[ \lg\left(\frac{f}{28}\right) \right]^2 - 5,4 \quad (B5)$$

c) In freier Landschaft (open):

$$L_{iso,Hata,open} = L_{iso,Hata,urban} - 4,78 \cdot [\lg(f)]^2 + 18,33 \cdot \lg f - 40,94 \quad (B6)$$

Durch [ETSI 1997] wurde noch ein weiteres Modell für ländliche Umgebung ergänzt, das dem Einfluss von Einzelgebäuden bzw. -bäumen Rechnung tragen soll:

d) In ländlichem Gebiet (rural):

$$L_{iso,Hata,rural} = L_{iso,Hata,open} + 10 \quad (B7)$$

In den Gln. B5 bis B7 sind  $L_{iso,Hata,urban}$  und  $a(h_{ref})$  gemäß Gln. B1 und B2 einzusetzen.

### Das COST-Hata-Modell zur Berechnung der Funkfelddämpfung

Gemäß [COST 1991] kann dieses Modell für höhere Frequenzen als das Modell nach [Hata 1980] verwendet werden.

$$L_{iso,COST} = 46,3 + 33,9 \lg(f) - 13,82 \lg(h_s) + [44,9 - 6,55 \lg(h_s)] \lg(r) - a(h_{ref}) + C_m, \quad (B8)$$

wobei für eine kleine bis mittelgroße Stadt

$$C_m = 0 \text{ dB} \quad (B9)$$

und für eine große Stadt

$$C_m = 3 \text{ dB} \quad (B10)$$

eingesetzt wird.

In Gln. B8 bedeuten

$f$  : Frequenz in MHz (1500 - 2000 MHz)

$h_s$  : Höhe der Sendeantenne in m (30 - 200 m)

$h_{ref}$  : Höhe des Referenzpunktes (hier: 1 m; in [COST 1991]: Höhe der Empfangsantenne)

$r$  : Länge des Ausbreitungsweges in km (1 - 20 km).

$a(h_{ref})$  ist gemäß Gl. B2 einzusetzen.

**Bestimmung des Einkopplungsfaktors  $K_f$   
durch eine Fensteröffnung**

Die Berechnung der Feldeinkopplung durch ein Fenster in den Innenraum basiert auf der Aperturfeldmethode [Kuhn 1964]. Die Fensteröffnung wird als Apertur einer im sonst freien Raum strahlenden Flächenantenne mit einer kontinuierlichen Strombelegung (elektrische und magnetische Stromdichteverteilung) modelliert, die nach dem Huygens-Prinzip durch das elektromagnetische Feld der von außen auf das Fenster einfallenden homogenen ebenen Welle wie folgt bestimmt ist:

$$\begin{aligned}\vec{J}_A &= \vec{n} \times \vec{H}_A = J_A \vec{e}_J \\ \vec{M}_A &= \vec{n} \times \vec{E}_A = M_A \vec{e}_M\end{aligned}\tag{C1}$$

wobei

$$\vec{H}_A = \frac{1}{Z_{F0}} (\vec{e}_k \times \vec{E}_A)\tag{C2}$$

gilt. In Gln. C1 und C2 bezeichnen:

- $\vec{J}_A$  die (ortsabhängige) elektrische Stromdichteverteilung in der Apertur
  - $\vec{M}_A$  die (ortsabhängige) magnetische Stromdichteverteilung in der Apertur
  - $\vec{n}$  den in Richtung Innenraum gerichteten Flächennormalenvektor der Apertur
- und
- $\vec{E}_A$  die elektrische Feldstärke
  - $\vec{H}_A$  die magnetische Feldstärke
  - $\vec{e}_k = \frac{\vec{k}}{k_0}$  den Einheitsvektor in Ausbreitungsrichtung
  - $\vec{k}$  den Ausbreitungsvektor

der einfallenden HEW in der Apertur, wobei  $k_0$  die Wellenzahl ist.  $\vec{J}_A$  und  $\vec{M}_A$  werden als Huygensquellen bezeichnet. Die resultierende Feldstärke im Innenraum ergibt sich aus der Überlagerung der Feldbeiträge aller Huygensquellen.

Für die nachfolgenden Herleitungen wird die in Bild C1 dargestellte Anordnung zugrundegelegt.

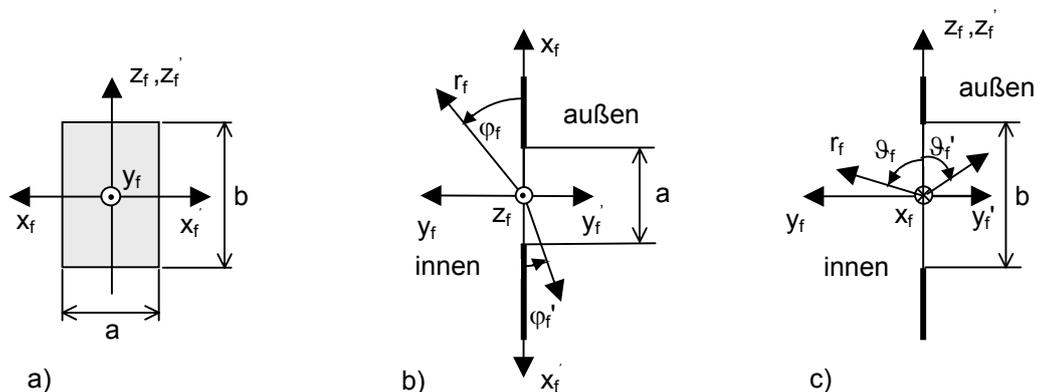


Bild C1: Bemaßung und Koordinatensysteme der Fensteröffnung:

- a) Draufsicht der Fensterfläche von innen (Ebene  $y_f = 0$  m) ;
- b) Ansicht von oben (Ebene  $z_f = 0$  m) mit Azimutwinkeln  $\varphi_f$  (zum Aufpunkt innen) und  $\varphi_f'$  (Richtung, aus der die HEW auf das Fenster einfällt);
- c) Seitenansicht von rechts (Ebene  $x_f = 0$  m) mit Polarwinkeln  $\vartheta_f$  (zum Aufpunkt innen) und  $\vartheta_f'$  (Richtung, aus der die HEW auf das Fenster einfällt)

Unter der Annahme, dass für jede einzelne Huygensquelle in der Apertur die Fernfeldbedingungen gelten, d.h.  $r_f > \lambda$ , ist die elektrische Feldstärke durch

$$\vec{E}(r_f, \vartheta_f, \varphi_f) = j \frac{k_0}{4\pi} \frac{e^{-jk r_f}}{r_f} \left[ \left( \int_{\frac{b}{2}}^{\frac{b}{2}} \int_{\frac{a}{2}}^{\frac{a}{2}} J_A(\vec{r}_f') e^{-jk_0(|\vec{r}_f - \vec{r}_f'| - |\vec{r}_f|)} df' \right) (\vec{e}_{r_f} \times \vec{e}_{r_f'} \times \vec{e}_J) + \left( \int_{\frac{b}{2}}^{\frac{b}{2}} \int_{\frac{a}{2}}^{\frac{a}{2}} M_A(\vec{r}_f') e^{-jk_0(|\vec{r}_f - \vec{r}_f'| - |\vec{r}_f|)} df' \right) (\vec{e}_{r_f} \times \vec{e}_M) \right] \quad (C3)$$

bestimmt, wobei

$$J_A(\vec{r}_f') = \frac{E_0}{Z_{F0}} e^{j\psi(\vec{r}_f')} \quad (C4)$$

$$M_A(\vec{r}_f') = E_0 e^{j\psi(\vec{r}_f')}$$

$$\vec{e}_{r_f'} = \frac{\vec{r}_f'}{r_f'}, \quad df' = dx_f' dz_f'$$

gelten und

- $E_0$ : die Amplitude des einfallendes Feldes in der Apertur und
- $\psi(\vec{r}_f') = \psi(x_f', z_f') = k_0(x_f' \cos \varphi_f' \sin \vartheta_f' + z_f' \cos \vartheta_f')$  (C5)

die Phase des einfallenden Feldes in der Apertur bezeichnen. Durch Einsetzen von Gl. C4 in Gl. C3 ergibt sich für die elektrische Feldstärke

$$\vec{E}(r_f, \vartheta_f, \varphi_f) = j \frac{k_0}{4\pi} \frac{e^{-jk r_f}}{r_f} \left[ \left( \int_{\frac{b}{2}}^{\frac{b}{2}} \int_{\frac{a}{2}}^{\frac{a}{2}} e^{j\psi(\vec{r}_f')} e^{-jk_0(|\vec{r}_f - \vec{r}_f'| - |\vec{r}_f|)} df' \right) \underbrace{(\vec{e}_{r_f} \times \vec{e}_{r_f'} \times \vec{e}_J + \vec{e}_{r_f} \times \vec{e}_M)}_{\text{Strahlungsfunktion der Huygens-Quellen}} \right] \quad (C6)$$

Im Fresnel-Gebiet gilt [Hansen 1986, Jull 1981]:

$$|\vec{r}_f - \vec{r}_f'| - |\vec{r}_f| = \frac{x_f'^2}{2r_f} + \frac{z_f'^2}{2r_f} - x_f' \cos \varphi_f' \sin \vartheta_f' - z_f' \cos \vartheta_f' \quad (C7)$$

Setzt man Gl. C5 und Gl. C7 in Gl. C6 ein, erhält man

$$\vec{E}(r_f, \vartheta_f, \varphi_f) = j \frac{k_0}{4\pi} \frac{e^{-jk r_f}}{r_f} \left[ \left( \int_{\frac{b}{2}}^{\frac{b}{2}} \int_{\frac{a}{2}}^{\frac{a}{2}} e^{jk_0(x_f' \cos \varphi_f' \sin \vartheta_f' + z_f' \cos \vartheta_f')} e^{-jk_0 \left( \frac{x_f'^2}{2r_f} + \frac{z_f'^2}{2r_f} - x_f' \cos \varphi_f' \sin \vartheta_f' - z_f' \cos \vartheta_f' \right)} dx_f' dz_f' \right) (\vec{e}_{r_f} \times \vec{e}_{r_f'} \times \vec{e}_J + \vec{e}_{r_f} \times \vec{e}_M) \right] \quad (C8)$$

Gl. C8 lässt sich weiterhin wie folgt umformen:

$$\vec{E}(r_f, \vartheta_f, \varphi_f) = j \frac{k_0}{4\pi} \frac{e^{-jk r_f}}{r_f} \left[ \underbrace{\left( \int_{\frac{b}{2}}^{\frac{b}{2}} e^{-jk_0 \left( \frac{z_f'^2}{2r_f} - z_f' \cos \vartheta_f' - z_f' \cos \vartheta_f' \right)} dz_f' \right) \left( \int_{\frac{a}{2}}^{\frac{a}{2}} e^{-jk_0 \left( \frac{x_f'^2}{2r_f} - x_f' \sin \vartheta_f' \cos \varphi_f' - x_f' \sin \vartheta_f' \cos \varphi_f' \right)} dx_f' \right)}_{\text{Fresnel-Integrale}} (\vec{e}_{r_f} \times \vec{e}_{r_f'} \times \vec{e}_J + \vec{e}_{r_f} \times \vec{e}_M) \right] \quad (C9)$$

Eine weitere Umformung der Gl. C9 führt auf so genannte Fresnel-Integrale. Für eine bessere Lesbar-

keit wird an dieser Stelle auf deren explizite Auswertung verzichtet und auf [Hansen 1986, Jull 1981] verwiesen. Um die hier angestrebte 'worst case'-Abschätzung durchzuführen, ist es zweckmäßig

$$\left| \vec{e}_{r_f} \times \vec{e}_{r_f} \times \vec{e}_J + \vec{e}_{r_f} \times \vec{e}_M \right| = 2$$

zu setzen. Der Betrag der elektrischen Feldstärke im Aufpunkt im Innenraum ergibt sich dann zu:

$$\left| \vec{E}(r_f, \vartheta_f, \varphi_f) \right| = \frac{1}{2} E_0 \sqrt{(C(u_{21}) - C(u_{11}))^2 + (S(u_{21}) - S(u_{11}))^2} \sqrt{(C(u_{22}) - C(u_{12}))^2 + (S(u_{22}) - S(u_{12}))^2} \quad (\text{C10}),$$

wobei

$$\begin{aligned} u_{21} &= \frac{a}{\sqrt{2r_f \lambda}} - \sqrt{\frac{2r_f}{\lambda}} (\cos \vartheta_f + \cos \vartheta_f') \\ u_{11} &= -\frac{a}{\sqrt{2r_f \lambda}} - \sqrt{\frac{2r_f}{\lambda}} (\cos \vartheta_f + \cos \vartheta_f') \\ u_{22} &= \frac{b}{\sqrt{2r_f \lambda}} - \sqrt{\frac{2r_f}{\lambda}} (\sin \vartheta_f \cos \varphi_f + \sin \vartheta_f' \cos \varphi_f') \\ u_{12} &= -\frac{b}{\sqrt{2r_f \lambda}} - \sqrt{\frac{2r_f}{\lambda}} (\sin \vartheta_f \cos \varphi_f + \sin \vartheta_f' \cos \varphi_f') \end{aligned} \quad (\text{C11})$$

gelten und

$$\begin{aligned} C(x) &= \int_0^x \cos\left(\frac{\pi}{2} t^2\right) dt \\ S(x) &= \int_0^x \sin\left(\frac{\pi}{2} t^2\right) dt \end{aligned} \quad (\text{C12})$$

die Fresnel-Integrale bezeichnen, deren Werte beispielsweise in [Abramowitz and Stegun 1965] zu finden sind.

Die Leistungsdichte im Aufpunkt ergibt sich dann zu:

$$S(r_f, \vartheta_f, \varphi_f) = \frac{1}{2} \frac{\left| \vec{E}(r_f, \vartheta_f, \varphi_f) \right|^2}{Z_{F0}} = \frac{1}{2} \underbrace{\frac{E_0^2}{Z_{F0}}}_{S_{\text{außen}}} K_f(\lambda, r_f, \vartheta_f, \varphi_f, \vartheta_f', \varphi_f', a, b) \quad (\text{C13}),$$

wobei

$$K_f(\lambda, r_f, \vartheta_f, \varphi_f, \vartheta_f', \varphi_f', a, b) = \frac{1}{4} \left[ (C(u_{21}) - C(u_{11}))^2 + (S(u_{21}) - S(u_{11}))^2 \right] \left[ (C(u_{22}) - C(u_{12}))^2 + (S(u_{22}) - S(u_{12}))^2 \right] \quad (\text{C14})$$

den Einkopplungsfaktor durch das Fenster bezeichnet. Die Größen  $u_{21}$ ,  $u_{11}$ ,  $u_{22}$  und  $u_{12}$  in Gl. C14 sind gemäß Gl. C11 definiert. An Gl. C14 erkennt man, dass  $K_f$  von der Frequenz, von den Fensterabmessungen, von der Einfallsrichtung der HEW, von der Entfernung zwischen Aufpunkt und Fensteröffnung und von den Azimut- und Polarwinkeln des Aufpunkts abhängig ist.

In Bild C2 ist die Leistungsdichte für den senkrechten Einfall einer HEW ( $\varphi_f' = 90^\circ$ ,  $\vartheta_f' = 90^\circ$ ) der Frequenz  $f = 2.100$  MHz auf das Fenster mit den Abmessungen  $a = 1$  m und  $b = 1,5$  m in Abhängigkeit von  $\varphi_f$ ,  $\vartheta_f$  für die jeweils konstanten Entfernungen  $r_f = 0,5$  m,  $r_f = 1$  m,  $r_f = 2$  m,  $r_f = 3$  m,  $r_f = 4$  m und  $r_f = 5$  m dargestellt.

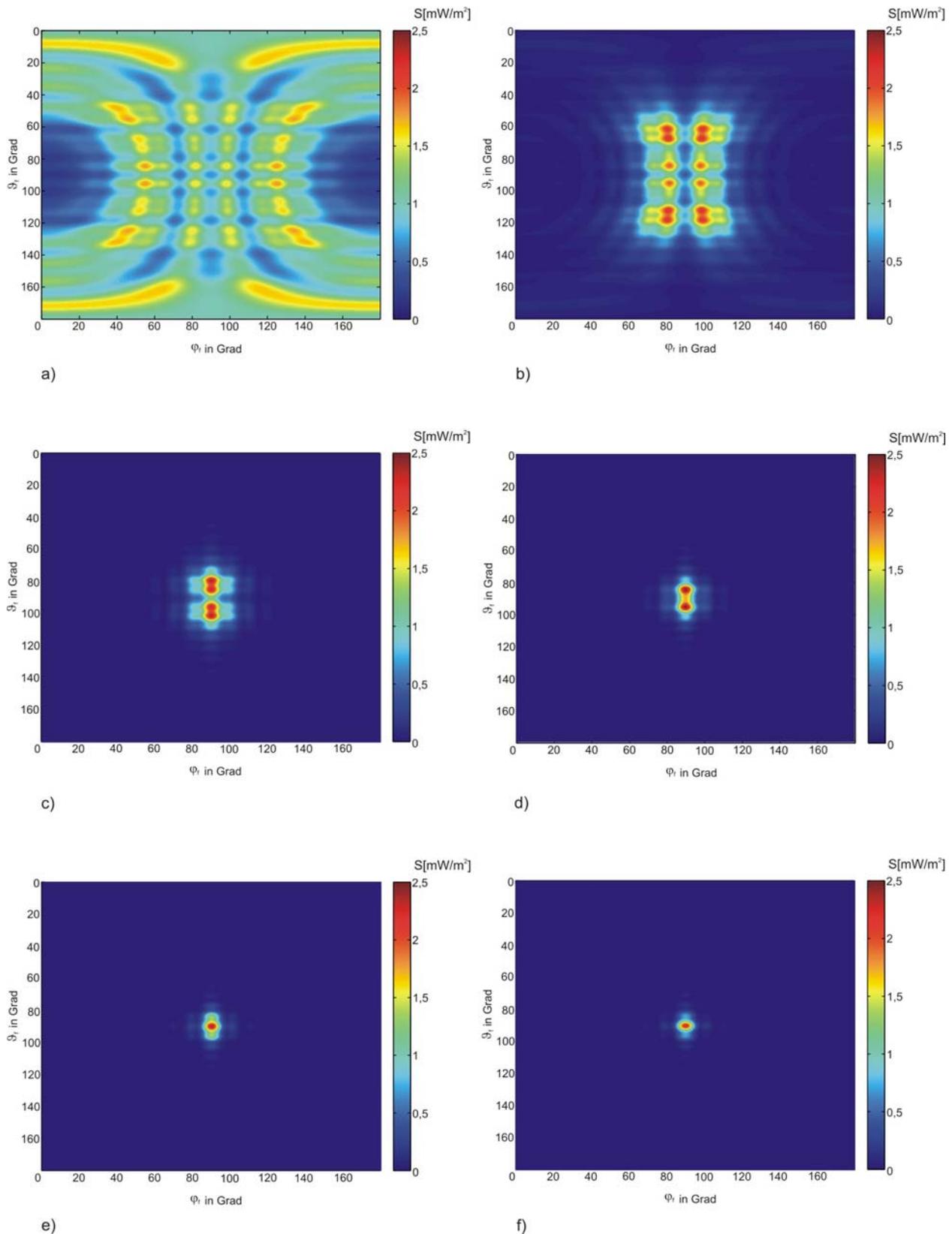


Bild C2: Leistungsdichte beim senkrechten Einfall einer homogenen ebenen Welle mit  $S_{\text{au\ss}en} = 1 \text{ mW/m}^2$  und  $f = 2.100 \text{ MHz}$  in Abhängigkeit von  $\varphi_i$  und  $\vartheta_i$ ; Fensterbreite  $a = 1,0 \text{ m}$ ; Fensterhöhe  $b = 1,5 \text{ m}$ . a)  $r_f = 0,5 \text{ m}$ ; b)  $r_f = 1,0 \text{ m}$ ; c)  $r_f = 2,0 \text{ m}$ ; d)  $r_f = 3,0 \text{ m}$ ; e)  $r_f = 4,0 \text{ m}$ ; f)  $r_f = 5,0 \text{ m}$

Abhängig von der Entfernung steigt die Leistungsdichte im Innenraum auf das bis zu 2,5-fache von  $S_{\text{au\ss}en}$  an. In der Nähe des Fensters ergibt sich ein "zerlapptes" Feldbild aufgrund starker Interferenzen, weil dort die Einzelwirkung der Quellen noch dominiert. Mit größer werdender Entfernung fokussiert das Feld immer stärker wegen konstruktiver Überlagerung der Feldbeiträge in einer Richtung.

Bild C3 zeigt die Leistungsdichte für einen schrägen Einfall der HEW ( $\varphi_f' = 90^\circ$ ,  $\vartheta_f' = 45^\circ$ ) mit  $S_{\text{außen}} = 1 \text{ mW/m}^2$  in Abhängigkeit von  $\varphi_f$  und  $\vartheta_f$  bei  $f = 2100 \text{ MHz}$ .

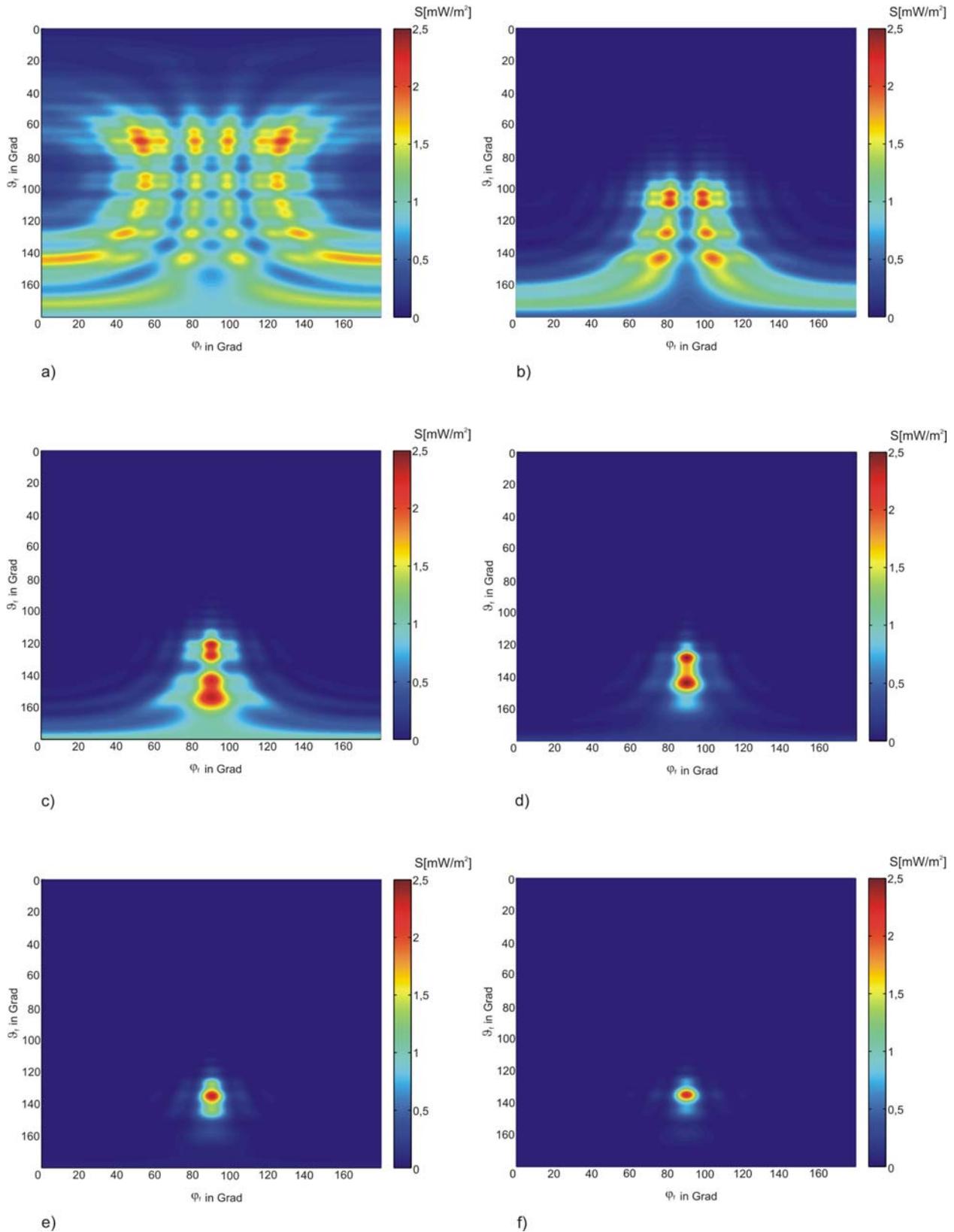


Bild C3: Leistungsdichte beim schrägen Einfall ( $\varphi_f' = 90^\circ$ ,  $\vartheta_f' = 45^\circ$ ) einer HEW mit  $S_{\text{außen}} = 1 \text{ mW/m}^2$  und  $f = 2.100 \text{ MHz}$  in Abhängigkeit von  $\varphi_f$  und  $\vartheta_f$ ; Fensterbreite  $a = 1,0 \text{ m}$ ; Fensterhöhe  $b = 1,5 \text{ m}$ .  
 a)  $r = 0,5 \text{ m}$ ; b)  $r = 1,0 \text{ m}$ ; c)  $r = 2,0 \text{ m}$ ; d)  $r = 3,0 \text{ m}$ ; e)  $r = 4,0 \text{ m}$ ; f)  $r = 5,0 \text{ m}$

Der Verlauf der Leistungsdichte entspricht tendenziell dem Verlauf beim senkrechten Einfall (Bild C2), jedoch wandert die Hauptkeule erwartungsgemäß in Richtung  $\vartheta_f = 135^\circ$ . Der Vergleich von Bild C2 und Bild C3 zeigt auch, dass die im Innenraum auftretende maximale Leistungsdichte unverändert bleibt.

Bild C4 gibt beispielhaft den Verlauf der Leistungsdichte beim senkrechten Einfall der HEW in Abhängigkeit von der Entfernung  $r_f$  für  $\varphi_f = 90^\circ$  und  $\vartheta_f = 90^\circ$  wieder.

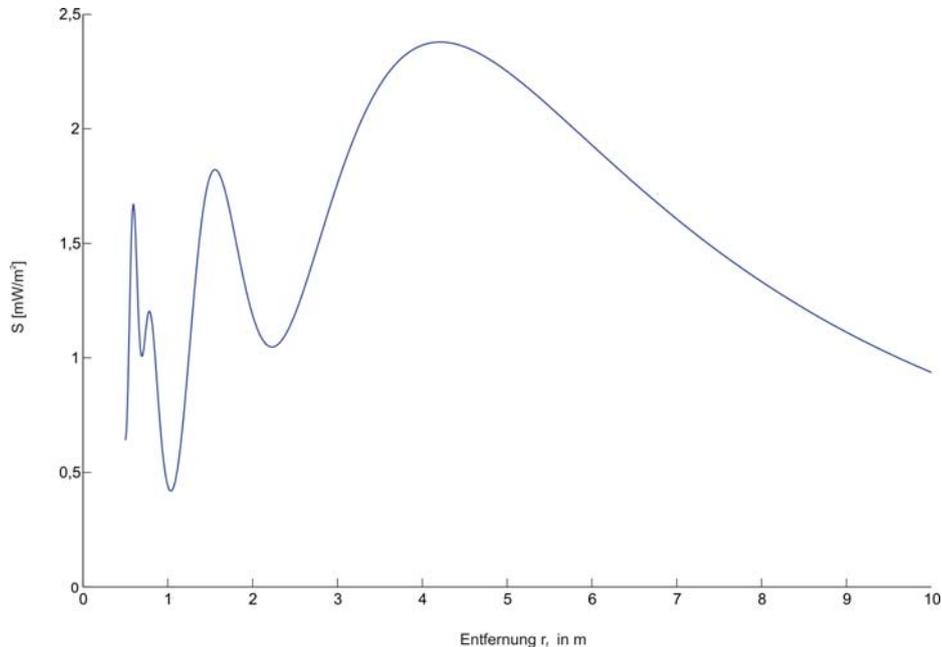


Bild C4: Leistungsdichte beim Einfall einer homogenen ebenen Welle mit  $S_{\text{außen}} = 1 \text{ mW/m}^2$  und  $f = 2.100 \text{ MHz}$  in Abhängigkeit von der Entfernung  $r_f$  für  $\varphi_f = 90^\circ$  und  $\vartheta_f = 90^\circ$ ; Fensterbreite  $a = 1,0 \text{ m}$ ; Fensterhöhe  $b = 1,5 \text{ m}$ .

Bis zu einer Entfernung von etwa 5 m sind starke Variationen der Leistungsdichte (von  $0,4 \text{ mW/m}^2$  bis  $2,4 \text{ mW/m}^2$ ) aufgrund der in diesem Nahbereich ausgeprägten Interferenzen sichtbar. Oberhalb von  $r_f = 5 \text{ m}$  nähert sich der Verlauf dem typischen monotonen  $1/r^2$ -Abfall der Leistungsdichte im Fernfeld an.

Bild C5 (Kurve a)) zeigt den Verlauf des aus allen Richtungen  $\vartheta_f$  und  $\varphi_f$  extrahierten Maximums der Leistungsdichte in Abhängigkeit von der Entfernung  $r_f$ . Die Variationen im Interferenzbereich liegen in der Größenordnung von etwa  $1 \text{ mW/m}^2$ .

Aus dem Vergleich von Bild C5 mit den Bildern C2, C3 und C4 ist ersichtlich, dass die Entfernungsabhängigkeit der Leistungsdichte im Vergleich zur Abhängigkeit von Azimut- und Polarwinkeln ausgeprägter ist. Deshalb wurden zur weiteren Vereinfachung des Verfahrens sowohl die Abhängigkeiten von den Einfallswinkeln der HEW  $\vartheta_f'$  und  $\varphi_f'$  als auch von den Azimut- und Polarwinkeln  $\vartheta_f$  und  $\varphi_f$  vernachlässigt, d.h. es wurde immer eine aus der Richtung  $\vartheta_f' = 90^\circ$  und  $\varphi_f' = 90^\circ$  auf das Fenster treffende HEW angenommen und das entfernungsabhängige Maximum der Leistungsdichte über alle Winkel  $\vartheta_f$  und  $\varphi_f$  bestimmt.

In einem letzten Schritt (s. Bild C5 (Kurve b)) wurde im Sinne einer 'worst case'-Näherung auch die Entfernungsabhängigkeit "begradigt", indem der Leistungsdichte im Interferenzbereich der Maximalwert von Kurve a) zugeordnet und im Abklingbereich ein Kurvenfit an den monoton fallenden Ast von Kurve a) vorgenommen wurde.

Der für das praktikable Rechenverfahren tabellierte Einkopplungsfaktor  $K_f$  hängt somit nur noch von der Frequenz  $f$  (hier: 450 MHz, 700 MHz, 900 MHz, 1.800 MHz, 2.100 MHz, 2.450 MHz), von den Fensterabmessungen  $a \times b$  (hier: 0,67 m x 1 m, 1 m x 1 m, 1 m x 1,5 m, 3 m x 2 m) und von der Entfernung  $r_f$  zwischen Aufpunkt und Fensteröffnung ab, die für das Näherungsverfahren zunächst auf maximal 5 m beschränkt wurde ( $0,5 \text{ m} \leq r_f \leq 5 \text{ m}$  in 0,5 m-Schritten).

Im Fall des Mittelwellensenders bei  $f = 500 \text{ kHz}$  wird der Einkopplungsfaktor wegen der großen Wellenlänge für den gesamten Raum zu 1 gesetzt.

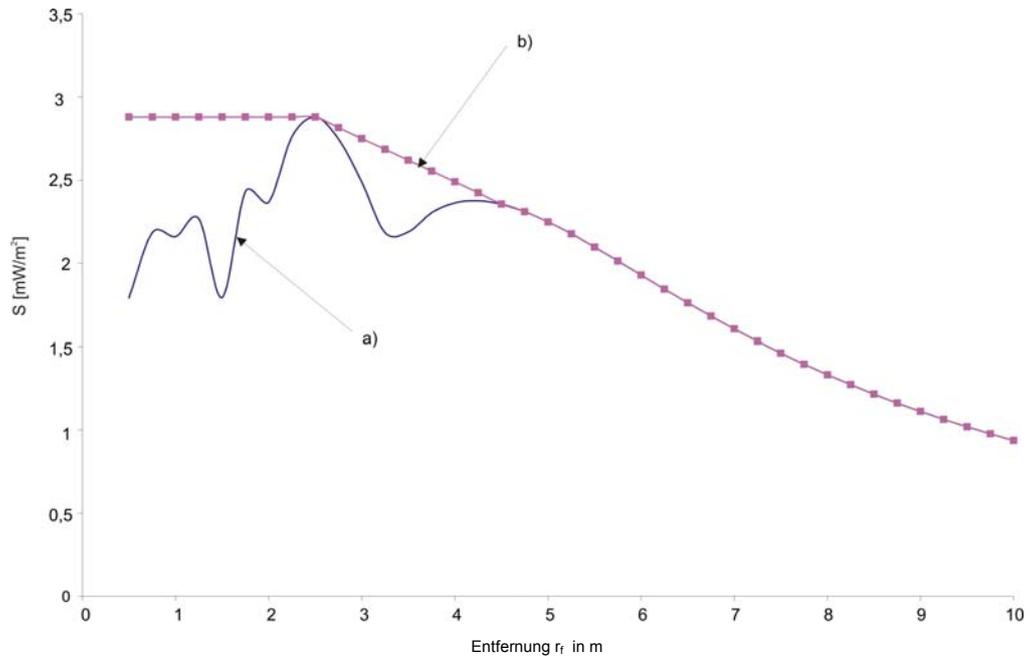


Bild C5: a) Maximale Leistungsdichte in Abhängigkeit von der Entfernung  $r_f$  beim Einfall einer homogenen ebenen Welle mit  $S_{\text{außen}} = 1 \text{ mW/m}^2$  bei  $f = 2.100 \text{ MHz}$ ; Fensterbreite  $a = 1,0 \text{ m}$ ; Fensterhöhe  $b = 1,5 \text{ m}$ .  
 b) 'worst case'-Werte der Leistungsdichte für das PRV in Abhängigkeit von der Entfernung  $r_f$  (Parameter wie unter a)).

**Bestimmung der über 10 g würfelförmige Gewebemasse gemittelten Teilkörper-SAR**

Der Bestimmung der Teilkörper-SAR liegt folgende Vorgehensweise zugrunde:

1. Für jedes Voxel im Körpermodell wurde vorab ein symmetrisch zu diesem Voxel liegendes würfelförmiges Volumen gebildet, das 10 g Gewebemasse enthält (vgl. Punkt 2). Dann kann mit Hilfe der im Datenkatalog abgelegten lokalen Verlustleistungen  $P_V$  bzw. aus der mit dem PRV für multiple Quellen berechneten Summenverteilung die in jedem solcher 10 g-Würfel enthaltene Gesamt-Verlustleistung  $P_V^{10g}$  bestimmt werden. Getrennt nach Körperregionen (Kopf/Rumpf oder Gliedmaßen) folgt jeweils die maximale Teilkörper-SAR aus dem Maximalwert der Verlustleistungen  $P_V^{10g}$ , dividiert durch 10 g.
2. Zur Festlegung des einem Voxel zugeordneten 10 g-Würfels wurde jedes Voxel schrittweise mit geschlossenen Voxelschichten umgeben, bis die Gesamtmasse der dadurch sukzessive entstehenden Würfel (mit Kantenlängen von 3, 5, 7 Voxeln usw.) erstmalig mehr als 10 g betrug. Durch nicht lineare Interpolation mit dem vorherigen Schritt der Iteration wurde die Kantenlänge eines Kubus mit 10 g Masse auf 0,1 g genau bestimmt. Diese Länge ist dann in der Regel kein Vielfaches der Voxellänge mehr, sodass bei der späteren Berechnung der im Würfel enthaltenen Verlustleistung die außen liegenden Voxel nur anteilmäßig einbezogen werden dürfen.

Würde man beispielsweise zunächst vereinfachend annehmen, dass die Gewebedichte im gesamten Körpermodell konstant  $1.000 \text{ kg/m}^3$  beträgt, dann hätte ein 10 g-Würfel eine Kantenlänge von ca. 2,15 cm. Die Tabellenwerte im PRV beziehen sich auf Voxel von 4 mm Kantenlänge; also würde in diesem Raster die Masse von 10 g erstmals beim Übergang von 5 auf 7 Voxel pro Würfelkante überschritten werden, und zwar dem kubischen Anstieg folgend von 8 g auf 22 g. Das für die Berechnung von 10 g zu berücksichtigende anteilige Volumen der äußeren Voxelschicht betrüge in diesem Beispiel also nur  $(10 - 8)/(22 - 8) = 0,143$ . Mit diesem Faktor ginge auch die in der äußeren Voxelschicht umgesetzte Verlustleistung in die SAR-Berechnung ein.

Die tatsächliche Vorgehensweise muss zusätzlich berücksichtigen, dass die reale Dichte nach Art des Gewebes variiert, sodass sich auch die Größen der oberhalb und unterhalb von 10 g Masse liegenden Würfel mit der betrachteten Position im Körper verändern. Manche Gewebetypen, wie Fett und partiell luftgefüllte Organe, weisen gegenüber der mittleren Dichte mäßig bis deutlich kleinere Werte auf, während beispielsweise Knochen nahezu die doppelte Dichte besitzen.

3. Die Bestimmung der Größen der 10 g-Würfel wurde durch ein externes Programm realisiert, das Zugriff auf die Datenstrukturen der FDTD-Berechnungen besitzt. Für die im PRV verwendeten Personenmodelle liegen somit sowohl die positionsabhängigen Größen der Würfel als auch die Anteilsfaktoren der äußeren Voxel für die Bestimmung der Verlustleistung bereits vor.

**Tabellen der für die Berechnungen  
verwendeten Materialdaten  $\epsilon_r$ ,  $\kappa$ ,  $\rho$   
der biologischen Gewebe  
und der technischen Bauelemente**

Frequenz = 2.450 MHz

Bezeichnung	epsilon_r	kappa(S/m)	density(kg/m <sup>3</sup> )
Gale_Blad_Bile	68,360931	2,800733	1,01E+03
Bladder	18,000759	0,685294	1,03E+03
Blood	58,263756	2,544997	1,06E+03
Blood Vessel	42,531000	1,435300	1,04E+03
Vitreous_Humour	68,208023	2,478094	1,01E+03
Bone_Cancellous	18,548979	0,805112	1,92E+03
Bone_Cortical	11,381223	0,394277	1,99E+03
Bone_Marrow_Not_Infiltr	5,296872	0,095031	1,04E+03
Catilage	38,771160	1,755682	1,10E+03
Cerebro_Spinal_Fluid	66,243279	3,457850	1,01E+03
Cornea	51,614494	2,295194	1,08E+03
Lens_Cortex	44,625317	1,504036	1,05E+03
Eye_Tissue(Sclera)	52,627628	2,033048	1,03E+03
Eye_Tissue(Sclera)	52,627628	2,033048	1,03E+03
Vitreous_Humour	68,208023	2,478094	1,01E+03
Fat	5,280096	0,104517	9,16E+02
Gall_Bladder	57,633728	2,059032	1,03E+03
Thyroid_Thymus	57,200367	1,967798	1,05E+03
Heart	54,814018	2,256186	1,03E+03
Colon(Large_Intestine)	53,878193	2,038204	1,04E+03
Small_Intestine	54,424351	3,172779	1,04E+03
Kidney	52,742668	2,429709	1,05E+03
Tendon	43,121975	1,684531	1,22E+03
Liver	43,034443	1,686411	1,03E+03
Lung(Inflated)	20,476801	0,804128	2,60E+02
Lung(Deflated)	48,380974	1,682395	1,05E+03
Thyroid_Thymus	57,200367	1,967798	1,04E+03
Skin(wet)	42,852562	1,591928	1,04E+03
Muscle(Transverse_Fibr)	52,729469	1,738781	1,05E+03
Bone_Cortical	11,381223	0,394277	1,03E+03
Nerve(Spinal_Chord)	30,145145	1,088474	1,04E+03
Gray_Matter	48,911255	1,807664	1,04E+03
White_Matter	36,166599	1,215008	1,04E+03
Cerebellum	44,803696	2,101270	1,04E+03
Thyroid_Thymus	57,200367	1,967798	1,05E+03
Skin(dry)	38,006660	1,464073	1,13E+03
Spleen	52,449310	2,238070	1,05E+03
Stomach_Esop_Duodenum	62,158325	2,210518	1,05E+03
Testis_Prostat	57,550518	2,167421	1,04E+03
Bone_Cortical	11,381223	0,394277	2,16E+03
plywood	1,700000	0,008341	6,50E+02
ABS	2,800000	0,004961	1,05E+03
Polycarbonate+ABS	2,900000	0,003162	1,15E+03
PVC-U	2,800000	0,011449	1,38E+03
circuit board RO4003C	3,400000	0,000973	1,79E+03

Frequenz = 2.100 MHz

Bezeichnung	epsilon_r	kappa(S/m)	density(kg/m <sup>3</sup> )
Gale_Blad_Bile	68,742485	2,514682	1,01E+03
Bladder	18,181440	0,600462	1,03E+03
Blood	58,851196	2,261550	1,06E+03
Blood Vessel	42,963000	1,226200	1,04E+03
Vitreous_Humour	68,417976	2,221833	1,01E+03
Bone_Cancellous	18,963121	0,685100	1,92E+03
Bone_Cortical	11,591751	0,328103	1,99E+03
Bone_Marrow_Not_Infiltr	5,336178	0,080152	1,04E+03
Catilage	39,536011	1,493790	1,10E+03
Cerebro_Spinal_Fluid	66,764030	3,154124	1,01E+03
Cornea	52,209728	2,049268	1,08E+03
Lens_Cortex	45,013908	1,301979	1,05E+03
Eye_Tissue(Sclera)	53,125057	1,789117	1,03E+03
Eye_Tissue(Sclera)	53,125057	1,789117	1,03E+03
Vitreous_Humour	68,417976	2,221833	1,01E+03
Fat	5,316868	0,089856	9,16E+02
Gall_Bladder	57,951004	1,820631	1,03E+03
Thyroid_Thymus	57,704552	1,703271	1,05E+03
Heart	55,579453	1,984928	1,03E+03
Colon(Large_Intestine)	54,530746	1,778593	1,04E+03
Small_Intestine	55,173134	2,905639	1,04E+03
Kidney	53,586784	2,162442	1,05E+03
Tendon	43,736168	1,411395	1,22E+03
Liver	43,637634	1,463744	1,03E+03
Lung(Inflated)	20,717110	0,710340	2,60E+02
Lung(Deflated)	48,902786	1,455152	1,05E+03
Thyroid_Thymus	57,704552	1,703271	1,04E+03
Skin(wet)	43,364578	1,389781	1,04E+03
Muscle(Transverse_Fibr)	53,163395	1,513513	1,05E+03
Bone_Cortical	11,591751	0,328103	1,03E+03
Nerve(Spinal_Chord)	30,513306	0,950762	1,04E+03
Gray_Matter	49,509457	1,573758	1,04E+03
White_Matter	36,599762	1,046586	1,04E+03
Cerebellum	45,461868	1,882063	1,04E+03
Thyroid_Thymus	57,704552	1,703271	1,05E+03
Skin(dry)	38,430779	1,307517	1,13E+03
Spleen	53,159176	1,981536	1,05E+03
Stomach_Esop_Duodenum	62,727360	1,920357	1,05E+03
Testis_Prostat	58,107136	1,898298	1,04E+03
Bone_Cortical	11,591751	0,328103	2,16E+03

Frequenz = 1.950 MHz

Bezeichnung	epsilon_r	kappa(S/m)	density(kg/m <sup>3</sup> )
Gale_Blad_Bile	68,901382	2,403940	1,01E+03
Bladder	18,260452	0,566922	1,03E+03
Blood	59,108727	2,149651	1,06E+03
Blood Vessel	43,152000	1,143800	1,04E+03
Vitreous_Humour	68,498520	2,123629	1,01E+03
Bone_Cancellous	19,149752	0,635913	1,92E+03
Bone_Cortical	11,685085	0,301173	1,99E+03
Bone_Marrow_Not_Infiltr	5,353641	0,074181	1,04E+03
Catilage	39,872242	1,388137	1,10E+03
Cerebro_Spinal_Fluid	66,983032	3,035314	1,01E+03
Cornea	52,481339	1,951358	1,08E+03
Lens_Cortex	45,182148	1,222461	1,05E+03
Eye_Tissue(Sclera)	53,343674	1,692860	1,03E+03
Eye_Tissue(Sclera)	53,343674	1,692860	1,03E+03
Vitreous_Humour	68,498520	2,123629	1,01E+03
Fat	5,332977	0,083988	9,16E+02
Gall_Bladder	58,082981	1,728335	1,03E+03
Thyroid_Thymus	57,922134	1,599192	1,05E+03
Heart	55,938255	1,875905	1,03E+03
Colon(Large_Intestine)	54,830605	1,675004	1,04E+03
Small_Intestine	55,524910	2,798415	1,04E+03
Kidney	53,989544	2,054203	1,05E+03
Tendon	43,994896	1,303202	1,22E+03
Liver	43,915863	1,374531	1,03E+03
Lung(Inflated)	20,828028	0,672884	2,60E+02
Lung(Deflated)	49,138206	1,364927	1,05E+03
Thyroid_Thymus	57,922134	1,599192	1,04E+03
Skin(wet)	43,600479	1,309107	1,04E+03
Muscle(Transverse_Fibr)	53,353966	1,424819	1,05E+03
Bone_Cortical	11,685085	0,301173	1,03E+03
Nerve(Spinal_Chord)	30,684464	0,895614	1,04E+03
Gray_Matter	49,785683	1,480381	1,04E+03
White_Matter	36,799404	0,979288	1,04E+03
Cerebellum	45,774696	1,793721	1,04E+03
Thyroid_Thymus	57,922134	1,599192	1,05E+03
Skin(dry)	38,639870	1,244868	1,13E+03
Spleen	53,491531	1,878623	1,05E+03
Stomach_Esop_Duodenum	62,974926	1,806060	1,05E+03
Testis_Prostat	58,352669	1,792035	1,04E+03
Bone_Cortical	11,685085	0,301173	2,16E+03
plywood	1,700000	0,006639	6,50E+02
ABS	2,800000	0,003949	1,05E+03
Polycarbonate+ABS	2,900000	0,002517	1,15E+03
PVC-U	2,800000	0,009112	1,38E+03
circuit board RO4003C	3,400000	0,000775	1,79E+03

Frequenz = 1.900 MHz

<b>Bezeichnung</b>	<b>epsilon_r</b>	<b>kappa(S/m)</b>	<b>density(kg/m^3)</b>
Gale_Blad_Bile	68,953964	2,368638	1,01E+03
Bladder	18,287127	0,556129	1,03E+03
Blood	59,195789	2,113665	1,06E+03
Blood Vessel	43,215000	1,117300	1,04E+03
Vitreous_Humour	68,524101	2,092460	1,01E+03
Bone_Cancellous	19,213427	0,619844	1,92E+03
Bone_Cortical	11,716689	0,292404	1,99E+03
Bone_Marrow_Not_Infiltr	5,359567	0,072248	1,04E+03
Catilage	39,985783	1,353862	1,10E+03
Cerebro_Spinal_Fluid	67,055649	2,997276	1,01E+03
Cornea	52,574863	1,919736	1,08E+03
Lens_Cortex	45,238697	1,196926	1,05E+03
Eye_Tissue(Sclera)	53,417667	1,661908	1,03E+03
Eye_Tissue(Sclera)	53,417667	1,661908	1,03E+03
Vitreous_Humour	68,524101	2,092460	1,01E+03
Fat	5,338405	0,082090	9,16E+02
Gall_Bladder	58,126629	1,698913	1,03E+03
Thyroid_Thymus	57,995132	1,565774	1,05E+03
Heart	56,063240	1,840534	1,03E+03
Colon(Large_Intestine)	54,934162	1,641513	1,04E+03
Small_Intestine	55,647621	2,763648	1,04E+03
Kidney	54,130901	2,018959	1,05E+03
Tendon	44,080601	1,268387	1,22E+03
Liver	44,012112	1,345636	1,03E+03
Lung(Inflated)	20,866415	0,660769	2,60E+02
Lung(Deflated)	49,218849	1,335827	1,05E+03
Thyroid_Thymus	57,995132	1,565774	1,04E+03
Skin(wet)	43,682064	1,283021	1,04E+03
Muscle(Transverse_Fibr)	53,418453	1,396326	1,05E+03
Bone_Cortical	11,716689	0,292404	1,03E+03
Nerve(Spinal_Chord)	30,743879	0,877753	1,04E+03
Gray_Matter	49,881302	1,450184	1,04E+03
White_Matter	36,868435	0,957516	1,04E+03
Cerebellum	45,884365	1,765019	1,04E+03
Thyroid_Thymus	57,995132	1,565774	1,05E+03
Skin(dry)	38,714371	1,224557	1,13E+03
Spleen	53,607277	1,845264	1,05E+03
Stomach_Esop_Duodenum	63,058311	1,769339	1,05E+03
Testis_Prostat	58,435921	1,757854	1,04E+03
Bone_Cortical	11,716689	0,292404	2,16E+03
plywood	1,700000	0,006469	6,50E+02
ABS	2,800000	0,003847	1,05E+03
Polycarbonate+ABS	2,900000	0,002452	1,15E+03
PVC-U	2,800000	0,008879	1,38E+03
circuit board RO4003C	3,400000	0,000755	1,79E+03

Frequenz = 1.800 MHz

Bezeichnung	epsilon_r	kappa(S/m)	density(kg/m <sup>3</sup> )
Gale_Blad_Bile	69,058853	2,300478	1,01E+03
Bladder	18,341116	0,535134	1,03E+03
Blood	59,372261	2,043690	1,06E+03
Blood Vessel	43,343000	1,065800	1,04E+03
Vitreous_Humour	68,573364	2,032478	1,01E+03
Bone_Cancellous	19,343237	0,588224	1,92E+03
Bone_Cortical	11,780735	0,275193	1,99E+03
Bone_Marrow_Not_Infiltr	5,371605	0,068468	1,04E+03
Catilage	40,215481	1,286782	1,10E+03
Cerebro_Spinal_Fluid	67,200493	2,923589	1,01E+03
Cornea	52,767235	1,858029	1,08E+03
Lens_Cortex	45,352734	1,147332	1,05E+03
Eye_Tissue(Sclera)	53,567787	1,601727	1,03E+03
Eye_Tissue(Sclera)	53,567787	1,601727	1,03E+03
Vitreous_Humour	68,573364	2,032478	1,01E+03
Fat	5,349368	0,078385	9,16E+02
Gall_Bladder	58,213646	1,642106	1,03E+03
Thyroid_Thymus	58,142151	1,500878	1,05E+03
Heart	56,322693	1,771246	1,03E+03
Colon(Large_Intestine)	55,147705	1,576100	1,04E+03
Small_Intestine	55,902672	2,695574	1,04E+03
Kidney	54,426064	1,949712	1,05E+03
Tendon	44,251335	1,200682	1,22E+03
Liver	44,210804	1,289116	1,03E+03
Lung(Inflated)	20,945705	0,637096	2,60E+02
Lung(Deflated)	49,384041	1,279103	1,05E+03
Thyroid_Thymus	58,142151	1,500878	1,04E+03
Skin(wet)	43,850479	1,232065	1,04E+03
Muscle(Transverse_Fibr)	53,549259	1,340963	1,05E+03
Bone_Cortical	11,780735	0,275193	1,03E+03
Nerve(Spinal_Chord)	30,866894	0,842816	1,04E+03
Gray_Matter	50,078876	1,391190	1,04E+03
White_Matter	37,010921	0,914969	1,04E+03
Cerebellum	46,113232	1,708732	1,04E+03
Thyroid_Thymus	58,142151	1,500878	1,05E+03
Skin(dry)	38,871857	1,184768	1,13E+03
Spleen	53,847534	1,779962	1,05E+03
Stomach_Esop_Duodenum	63,226818	1,697995	1,05E+03
Testis_Prostat	58,605072	1,691378	1,04E+03
Bone_Cortical	11,780735	0,275193	2,16E+03
Plywood	1.670000	0.006020	1.15 E+03
ABS	2.800000	0.003644	1.05 E+03
Polycarbonate+ABS	2.900000	0.002323	1.15 E+03
PVC-U	2.800000	0.008411	1.38 E+03
crcuit board RO4003C	3.400000	0.000715	1.79 E+03

Frequenz = 900 MHz

Bezeichnung	epsilon_r	kappa(S/m)	density(kg/m <sup>3</sup> )
Gale_Blad_Bile	70,187889	1,838271	1,01E+03
Bladder	18,936157	0,383049	1,03E+03
Blood	61,360718	1,538069	1,06E+03
Blood Vessel	44,750000	0,696140	1,04E+03
Vitreous_Humour	68,901840	1,636162	1,01E+03
Bone_Cancellous	20,787804	0,339975	1,92E+03
Bone_Cortical	12,453704	0,143304	1,99E+03
Bone_Marrow_Not_Infiltr	5,504309	0,040201	1,04E+03
Catilage	42,653103	0,782333	1,10E+03
Cerebro_Spinal_Fluid	68,638336	2,412575	1,01E+03
Cornea	55,234486	1,394106	1,08E+03
Lens_Cortex	46,572613	0,793379	1,05E+03
Eye_Tissue(Sclera)	55,270130	1,166726	1,03E+03
Eye_Tissue(Sclera)	55,270130	1,166726	1,03E+03
Vitreous_Humour	68,901840	1,636162	1,01E+03
Fat	5,461937	0,051039	9,16E+02
Gall_Bladder	59,141594	1,256896	1,03E+03
Thyroid_Thymus	59,683323	1,038448	1,05E+03
Heart	59,892677	1,229882	1,03E+03
Colon(Large_Intestine)	57,939129	1,079813	1,04E+03
Small_Intestine	59,487000	2,164847	1,04E+03
Kidney	58,675552	1,392205	1,05E+03
Tendon	45,825668	0,718366	1,22E+03
Liver	46,833118	0,854965	1,03E+03
Lung(Inflated)	21,999969	0,456663	2,60E+02
Lung(Deflated)	51,423416	0,857877	1,05E+03
Thyroid_Thymus	59,683323	1,038448	1,04E+03
Skin(wet)	46,080399	0,844670	1,04E+03
Muscle(Transverse_Fibr)	55,031891	0,942945	1,05E+03
Bone_Cortical	12,453704	0,143304	1,03E+03
Nerve(Spinal_Chord)	32,530067	0,573612	1,04E+03
Gray_Matter	52,724701	0,942193	1,04E+03
White_Matter	38,886288	0,590815	1,04E+03
Cerebellum	49,443092	1,262649	1,04E+03
Thyroid_Thymus	59,683323	1,038448	1,05E+03
Skin(dry)	41,405334	0,866780	1,13E+03
Spleen	57,178375	1,272679	1,05E+03
Stomach_Esop_Duodenum	65,061401	1,186670	1,05E+03
Testis_Prostat	60,552464	1,209408	1,04E+03
Bone_Cortical	12,453704	0,143304	2,16E+03
plywood	1,700000	0,003064	6,50E+02
ABS	2,800000	0,001822	1,05E+03
Polycarbonate+ABS	2,900000	0,001162	1,15E+03
PVC-U	2,800000	0,004206	1,38E+03
circuit board RO4003C	3,400000	0,000460	1,79E+03

Frequenz = 700 MHz

Bezeichnung	epsilon_r	kappa(S/m)	density(kg/m <sup>3</sup> )
Gale_Blad_Bile	70,694153	1,772992	1,01E+03
Bladder	19,148809	0,358369	1,03E+03
Blood	62,103611	1,456066	1,06E+03
Blood Vessel	45,325000	0,637230	1,04E+03
Vitreous_Humour	68,947388	1,583626	1,01E+03
Bone_Cancellous	21,271957	0,295051	1,92E+03
Bone_Cortical	12,662835	0,120569	1,99E+03
Bone_Marrow_Not_Infiltr	5,550377	0,035436	1,04E+03
Catilage	43,455505	0,696995	1,10E+03
Cerebro_Spinal_Fluid	69,157585	2,338251	1,01E+03
Cornea	56,274456	1,311195	1,08E+03
Lens_Cortex	46,998684	0,737776	1,05E+03
Eye_Tissue(Sclera)	55,906929	1,096030	1,03E+03
Eye_Tissue(Sclera)	55,906929	1,096030	1,03E+03
Vitreous_Humour	68,947388	1,583626	1,01E+03
Fat	5,496561	0,046595	9,16E+02
Gall_Bladder	59,551666	1,202529	1,03E+03
Thyroid_Thymus	60,201530	0,966231	1,05E+03
Heart	61,478756	1,125026	1,03E+03
Colon(Large_Intestine)	59,133472	0,989354	1,04E+03
Small_Intestine	61,136494	2,061802	1,04E+03
Kidney	60,632870	1,277760	1,05E+03
Tendon	46,259117	0,645188	1,22E+03
Liver	47,963062	0,773960	1,03E+03
Lung(Inflated)	22,460083	0,423385	2,60E+02
Lung(Deflated)	52,249767	0,784794	1,05E+03
Thyroid_Thymus	60,201530	0,966231	1,04E+03
Skin(wet)	47,050510	0,773554	1,04E+03
Muscle(Transverse_Fibr)	55,586971	0,878879	1,05E+03
Bone_Cortical	12,662835	0,120569	1,03E+03
Nerve(Spinal_Chord)	33,262646	0,522839	1,04E+03
Gray_Matter	53,897907	0,859543	1,04E+03
White_Matter	39,695129	0,531370	1,04E+03
Cerebellum	51,030170	1,173116	1,04E+03
Thyroid_Thymus	60,201530	0,966231	1,05E+03
Skin(dry)	42,697826	0,799995	1,13E+03
Spleen	58,688427	1,175180	1,05E+03
Stomach_Esop_Duodenum	65,714561	1,105474	1,05E+03
Testis_Prostat	61,294891	1,130419	1,04E+03
Bone_Cortical	12,662835	0,120569	2,16E+03

Frequenz = 450 MHz

Bezeichnung	epsilon_r	kappa(S/m)	density(kg/m <sup>3</sup> )
Gale_Blad_Bile	72,173531	1,707579	1,01E+03
Bladder	19,580004	0,331574	1,03E+03
Blood	63,675682	1,366503	1,06E+03
Blood Vessel	46,573000	0,573470	1,04E+03
Vitreous_Humour	68,992500	1,536301	1,01E+03
Bone_Cancellous	22,176834	0,244196	1,92E+03
Bone_Cortical	13,038851	0,095831	1,99E+03
Bone_Marrow_Not_Infiltr	5,643264	0,030226	1,04E+03
Catilage	44,999184	0,603635	1,10E+03
Cerebro_Spinal_Fluid	70,481239	2,264261	1,01E+03
Cornea	58,541775	1,212557	1,08E+03
Lens_Cortex	47,872349	0,679023	1,05E+03
Eye_Tissue(Sclera)	57,244282	1,018697	1,03E+03
Eye_Tissue(Sclera)	57,244282	1,018697	1,03E+03
Vitreous_Humour	68,992500	1,536301	1,01E+03
Fat	5,560525	0,041934	9,16E+02
Gall_Bladder	60,742165	1,148203	1,03E+03
Thyroid_Thymus	61,229324	0,890586	1,05E+03
Heart	64,970528	0,992743	1,03E+03
Colon(Large_Intestine)	61,746040	0,880119	1,04E+03
Small_Intestine	64,891296	1,930395	1,04E+03
Kidney	65,002380	1,127501	1,05E+03
Tendon	47,049049	0,572027	1,22E+03
Liver	50,435566	0,674515	1,03E+03
Lung(Inflated)	23,479828	0,382735	2,60E+02
Lung(Deflated)	54,016987	0,700111	1,05E+03
Thyroid_Thymus	61,229324	0,890586	1,04E+03
Skin(wet)	49,196331	0,686908	1,04E+03
Muscle(Transverse_Fibr)	56,754261	0,809263	1,05E+03
Bone_Cortical	13,038851	0,095831	1,03E+03
Nerve(Spinal_Chord)	34,881126	0,459844	1,04E+03
Gray_Matter	56,550674	0,758460	1,04E+03
White_Matter	41,484737	0,459431	1,04E+03
Cerebellum	54,736618	1,056018	1,04E+03
Thyroid_Thymus	61,229324	0,890586	1,05E+03
Skin(dry)	45,753101	0,708836	1,13E+03
Spleen	62,096809	1,052154	1,05E+03
Stomach_Esop_Duodenum	67,058762	1,018782	1,05E+03
Testis_Prostat	62,869625	1,043247	1,04E+03
Bone_Cortical	13,038851	0,095831	2,16E+03

Frequenz = 500 kHz

Bezeichnung	epsilon_r	kappa(S/m)	density(kg/m <sup>3</sup> )
Gale_Blad_Bile	120,000000	1,400000	1,01E+03
Bladder	534,550000	0,227870	1,03E+03
Blood	4188,600000	0,748160	1,06E+03
Blood Vessel	312,320000	0,323890	1,04E+03
Vitreous_Humour	91,350000	1,500300	1,01E+03
Bone_Cancellous	308,160000	0,086731	1,92E+03
Bone_Cortical	174,500000	0,022165	1,99E+03
Bone_Marrow_Not_Infiltr	48,969000	0,003852	1,04E+03
Catilage	1938,600000	0,200780	1,10E+03
Cerebro_Spinal_Fluid	109,000000	2,000000	1,01E+03
Cornea	4636,600000	0,577250	1,08E+03
Lens_Cortex	1502,100000	0,352780	1,05E+03
Eye_Tissue(Sclera)	3252,000000	0,561520	1,03E+03
Eye_Tissue(Sclera)	3252,000000	0,561520	1,03E+03
Vitreous_Humour	91,350000	1,500300	1,01E+03
Fat	34,559000	0,024833	9,16E+02
Gall_Bladder	101,180000	0,900190	1,03E+03
Thyroid_Thymus	2139,500000	0,565810	1,05E+03
Heart	3264,500000	0,280720	1,03E+03
Colon(Large_Intestine)	2370,300000	0,277770	1,04E+03
Small_Intestine	8594,100000	0,714740	1,04E+03
Kidney	3443,300000	0,228340	1,05E+03
Tendon	200,690000	0,390750	1,22E+03
Liver	2769,800000	0,148100	1,03E+03
Lung(Inflated)	1025,000000	0,123010	2,60E+02
Lung(Deflated)	1884,300000	0,306970	1,05E+03
Thyroid_Thymus	2139,500000	0,565810	1,04E+03
Skin(wet)	3610,000000	0,177980	1,04E+03
Muscle(Transverse_Fibr)	3647,300000	0,445900	1,05E+03
Bone_Cortical	174,500000	0,022165	1,03E+03
Nerve(Spinal_Chord)	1487,600000	0,110940	1,04E+03
Gray_Matter	1187,000000	0,151870	1,04E+03
White_Matter	712,230000	0,094658	1,04E+03
Cerebellum	1475,000000	0,172480	1,04E+03
Thyroid_Thymus	2139,500000	0,565810	1,05E+03
Skin(dry)	1062,000000	0,004365	1,13E+03
Spleen	2789,000000	0,147060	1,05E+03
Stomach_Esop_Duodenum	2064,700000	0,553970	1,05E+03
Testis_Prostat	4002,000000	0,491110	1,04E+03
Bone_Cortical	174,500000	0,022165	2,16E+03

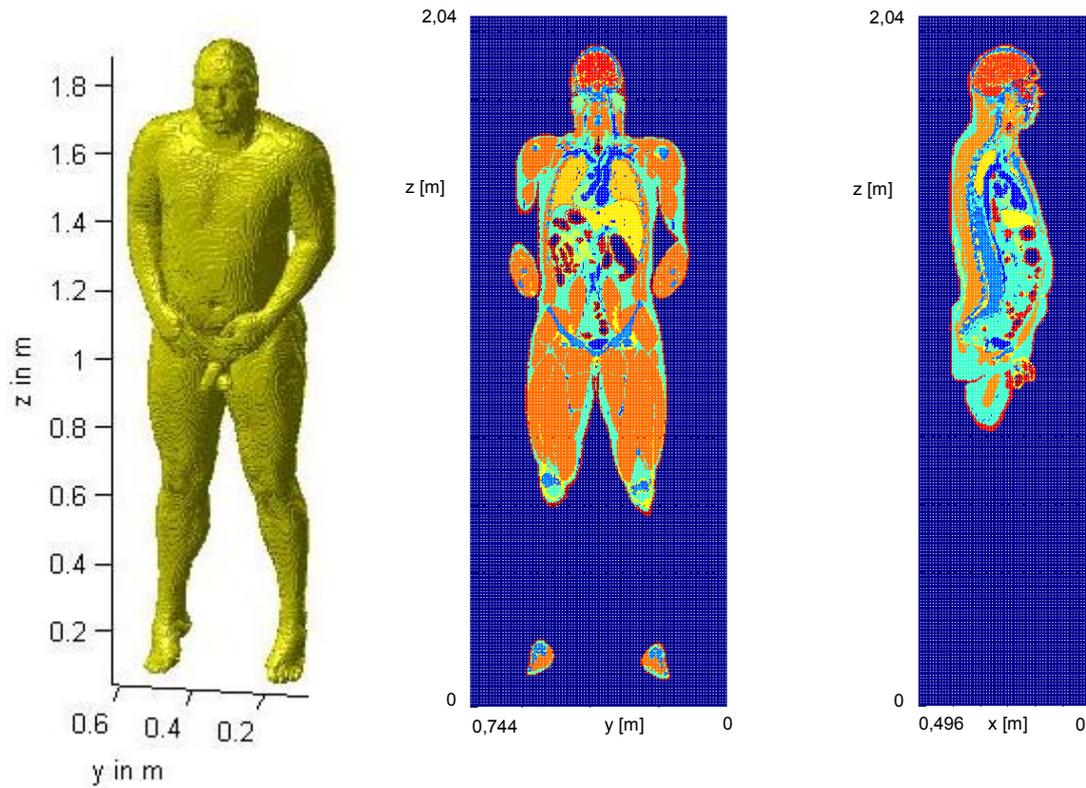


Bild E1: 3D-Ansicht und zwei Längsschnitte durch das 105 kg-Menschmodell nach "Brooks"