

Untersuchung von EMF auf die Qualität des menschlichen Schlafes

**Erstellung eines Konzepts und
Aufbau einer Expositionsvorrichtung
für EEG-Experimente in Kiel bei 900 MHz
(Projektvertrag Nr. 5988, 11/97)**

Durchführung: Lehrstuhl für Theoretische Elektrotechnik
der Bergischen Universität - GH Wuppertal
(Prof. Dr. V. Hansen)

Auftraggeber: Forschungsgemeinschaft Funk e. V., Bonn

**Abschlussbericht
zur Ergebnispräsentation
vom 26.11.1998**

Verfasser: Dr.-Ing. J. Streckert
Dipl.-Ing. A. Bitz

Wuppertal, den 27.09.1999



Untersuchung von EMF auf die Qualität des menschlichen Schlafes

Erstellung eines Konzepts und Aufbau einer Expositionsvorrichtung für EEG-Experimente in Kiel bei 900 MHz

1 Einleitung

1.1 Projektziel

Ziel der Experimente, die an der Klinik für Psychiatrie und Psychotherapie der Universität Kiel durchgeführt werden, ist die "Untersuchung von Kurz- und Langzeitauswirkungen elektromagnetischer Hochfrequenzfelder auf die Qualität des menschlichen Schlafes und der hieraus resultierenden Tagesbefindlichkeit". Dazu werden Elektroenzephalogramme von schlafenden Testpersonen aufgenommen, die gleichzeitig einem definierten elektromagnetischen Mobilfunkfeld ausgesetzt sind. In der Literatur [Mann 1996] wird über Veränderungen bestimmter Schlafphasen bei ähnlichen Versuchen berichtet. Diese Ergebnisse sollen gegebenenfalls bestätigt und durch weiterführende Tests ergänzt werden.

Seitens der Elektrotechnik waren die Ausstattung des Versuchsraums, die Konfiguration und die Position der Antennen, die Signalform und die Sendeleistung so festzulegen, dass eine reproduzierbare und möglichst effektive Exposition des Kopfes zustande kommt.

1.2 Vorbedingungen

Für die Experimente steht ein normales Patientenzimmer in der Klinik für Psychiatrie und Psychotherapie der Universität Kiel zur Verfügung, das allerdings fernab von Klinikeinrichtungen mit möglichen Störstrahlern bzw. hohem Energiebedarf und den zugehörigen Versorgungsleitungen liegt. Boden, Wände und Decken bestehen aus Stahlbeton, was für die Abschirmung externer Felder günstig, für interne Reflexionen ungünstig ist. Das einzige Fenster des Raums kann während der Versuchszeiten durch eine metallische Außenjalousie verschlossen werden.

Die Ausstattung des Raums beschränkt sich auf ein Klinikbett, Beleuchtungskörper an Wand und Decke, eine Fernsehkamera mit Infrarotleuchte zur Patientenüberwachung sowie eine Anschlussbox für die Kabel der EEG-Ableitelektroden.

Letztere ist über ein Sammelkabel mit der Aufnahme- und Auswertearratur verbunden, die in einem Nachbarraum installiert ist, sodass der Versuchsraum selbst keine Strahlungsquellen wie PC's, Monitore oder Registriergeräte enthält.

Das Klinikbett wurde nach Rücksprache mit den Projektpartnern gegen ein metallfrei aufgebautes Holzbett ausgetauscht, um unnötigen Reflexionen und Verzerrungen des Expositionsfeldes vorzubeugen

2 Konzept der Expositionseinrichtung

2.1 Festlegung der Expositionsbedingungen

Um kontrollierte und nachvollziehbare Versuchsbedingungen zu erreichen, ist es notwendig, die vom Sender erzeugte Feldstärke vor allem an dem Ort zu kennen, wo sich während der Exposition der Kopf der Testperson befindet. Grundlage ist dabei die Amplitude der elektrischen Feldstärke in den Sendepulsen des nachzubildenden Mobilfunksignals. Auf Wunsch des Auftraggebers wurde eine Signalform gewählt, die gemäß den Vorschlägen in [Schüller 1997] die charakteristischen Frequenzkomponenten eines GSM900-Mobilfunksignals (2 Hz, 8,3 Hz, 217 Hz und 1733 Hz) enthält (Bild 1).

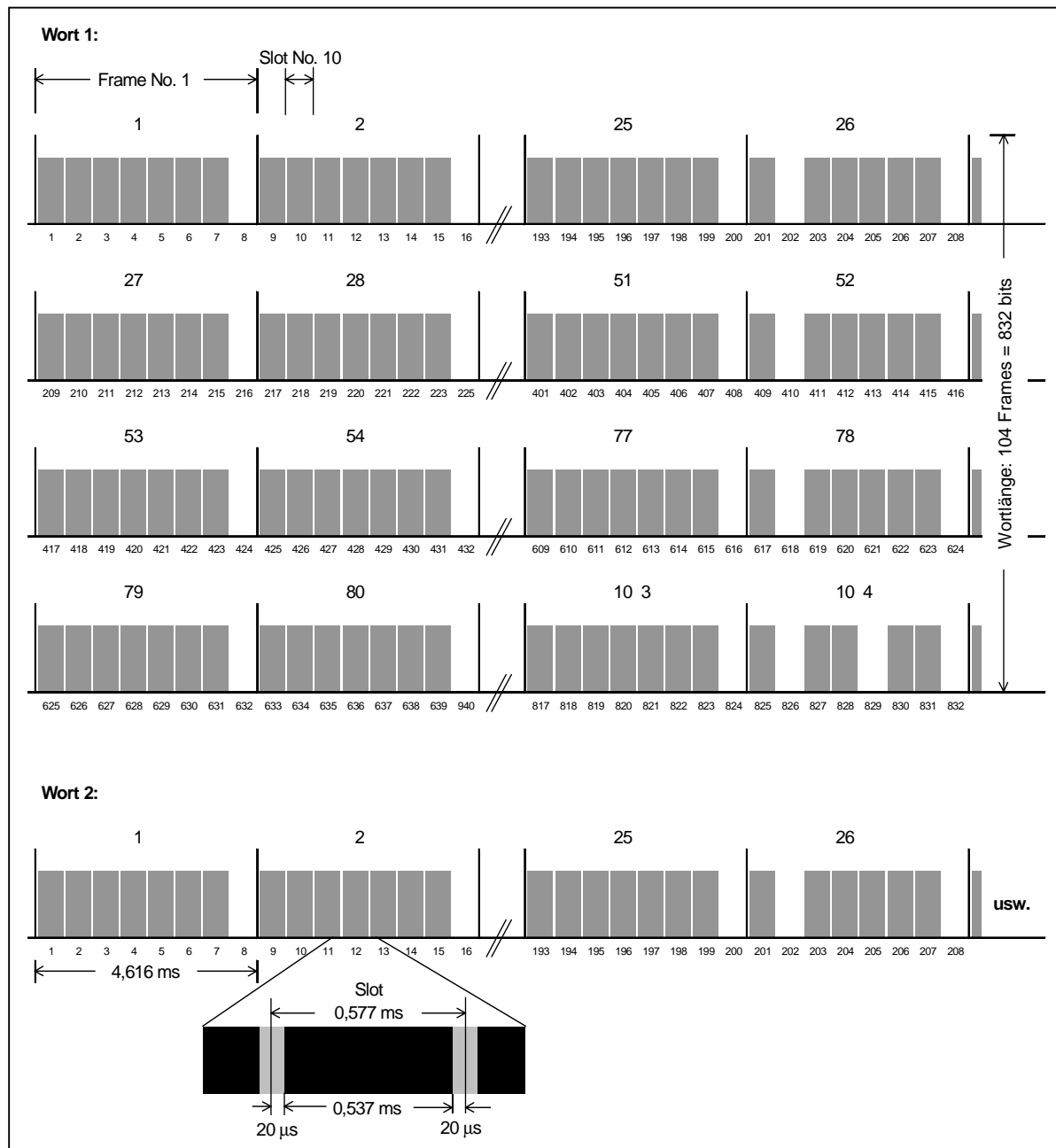


Bild 1: Synthetisches Mobilfunksignal (Bitmuster)

Da der Proband auch während des Schlafs die Lage seines Kopfes verändert, war anzustreben, durch eine geeignete Antennenkonfiguration eine Feldverteilung zu erzeugen, deren 3 dB-Breite in der Horizontalebene des Kopfes in Querrichtung mindestens 50 cm beträgt.

Weil einerseits zur Aufdeckung von Effekten mit einer möglichst hohen Spezifischen Absorptionsrate gearbeitet werden soll, andererseits aber maximal zulässige Grenzwerte für SAR und Feldstärken existieren, wurde entschieden, den in den Richtlinien der International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection [ICNIRP 1998] festgeschriebenen Teilkörper-Basisgrenzwert für den Kopf von 2 W/kg pro 10 g Gewebemasse als angestrebten Wert zugrunde zu legen. Zugleich darf die über den gesamten Körper gemittelte SAR von 80 mW/kg nicht überschritten werden.

Schließlich sind im Gegensatz zu "in vitro"-Expositionsversuchen mit biologischem Material bei Versuchen mit Personen auch im Hinblick auf die technische Planung psychologische As-



pekte zu bedenken. So muss beispielsweise eine tatsächliche oder auch nur durch den optischen Eindruck der Expositionsanlage entstehende scheinbare räumliche Einengung vermieden werden.

2.2 Wahl und Optimierung der Antennenkonfiguration

In Vorstudien wurden als Antennen ein $\lambda/2$ -Dipol (lineare Polarisation), ein Kreuzdipol (zirkulare Polarisation) und verschiedene Dipolgruppen auf ihre Eigenschaften hin getestet.

Für die Positionierung der Antenne zum Kopf bieten sich prinzipiell vier Varianten an:

- a) Antenne oberhalb des Bettes
- b) Antenne unter der Kopfauflage
- c) Antenne seitlich vom Kopf in Kopfhöhe
- d) Antenne hinter dem Kopf in Kopfhöhe.

Position a) ermöglicht sowohl günstige zirkulare als auch lineare Expositionen. Für die praktische Handhabung ist jedoch zu bedenken, dass sich durch Heben des Kopfes oder beim Aufrichten des Oberkörpers der Abstand zur Antenne verringert. Um zu vermeiden, dass dadurch vorgeschriebene Expositions- Grenzwerte überschritten werden, muss eine zu starke Annäherung des Kopfes an die Antenne, z. B. durch eine Verkleidung mit Styropor, verhindert werden. Es ist offensichtlich, dass sich die Versuchsperson dadurch eingeengt fühlen könnte.

Auch Position b) wird verworfen, da das Expositionsfeld die Matratze durchlaufen müsste, deren Durchgangsdämpfung von der Feuchtigkeit (Transpiration der Versuchsperson) abhängt und damit zeitvariant ist.

Bei Position c) ergibt sich das gleiche Problem wie bei Anordnung a), sodass die seitliche Bewegungsfreiheit des Kopfes einzuschränken wäre.

Es wurde daher vorgeschlagen, die Antenne hinter dem Kopf auf der gedachten Verlängerung der Körperachse zu positionieren. Um starke Feldstörungen zu vermeiden, muss dafür Sorge getragen werden, dass die Antennenumgebung - z. B. durch eine Verlängerung der Matratze - möglichst homogen gestaltet ist.

Bild 2 zeigt den Verlauf der von einem einzelnen $\lambda/2$ -Dipol und von einer Dreiergruppe im freien Raum generierten elektrischen Feldstärke als Funktion des Abstandes z von der Antenne, jeweils für eine insgesamt abgestrahlte Leistung von 1 W. Die Lage der z -Achse entspricht der späteren Position der Körperachse. Der Scheitel des Kopfes des Probanden wird dann etwa im Bereich $30 \text{ cm} < z < 35 \text{ cm}$ liegen. Es ist eindeutig, dass mit der Dipolgruppe eine bessere Homogenität des Feldes als mit einem einzelnen Dipolstrahler erreicht werden kann. In Bild 3 sind die zugehörigen Feldverteilungen in Querrichtung y für einen Abstand $z = 30 \text{ cm}$ von der Antennenkonfiguration dargestellt. Die Dipolgruppe, deren Verhalten hier bereits für ihre optimierte Form mit einem Abstand der Nachbarelemente von 29 cm und gleichphasiger Anregung angegeben wird, erzeugt ein Nahfeld (Fernfeldabstand ca. $2 \times (2 \times 29 \text{ cm})^2 / \lambda \approx 2 \text{ m}$), dessen elektrische Feldstärke im Bereich $-25 \text{ cm} < y < 25 \text{ cm}$ bei $z = 30 \text{ cm}$ um maximal 2 dB variiert, womit die in Abschnitt 2.1 festgelegten maximalen Schwankungen des Feldes eingehalten werden. Anhand der Feldberechnungen zu Bild 4, das den Betrag der elektrischen Feldstärke in der Ebene $y = 0$ zeigt, wurde die räumliche Feldvariation im Volumen $-10 \text{ cm} < x < 10 \text{ cm}$, $-25 \text{ cm} < y < +25 \text{ cm}$, $30 \text{ cm} < z < 60 \text{ cm}$ zu $\sigma_E = 24 \%$ (Streuung) ermittelt. Dieser Wert ist allerdings nicht sehr aussagekräftig, da letztlich die Belastung des Kopfes, beschrieben durch die Spezifische Absorptionsrate, entscheidend ist und die ursprüngliche Feldverteilung durch das Einbringen der Versuchsperson in das Expositionsvolumen stark verändert wird. Erfahrungsgemäß wirken sich räumliche Schwankungen der Feldverteilungen bei der Exposition biologischer Objekte weniger stark auf Variationen der Spezifischen Ab-

sorptionsrate aus als beispielsweise Form und Größe der Objekte. Die im Kopf eines Probanden entstehenden SAR-Werte werden in Abschnitt 2.4 diskutiert.

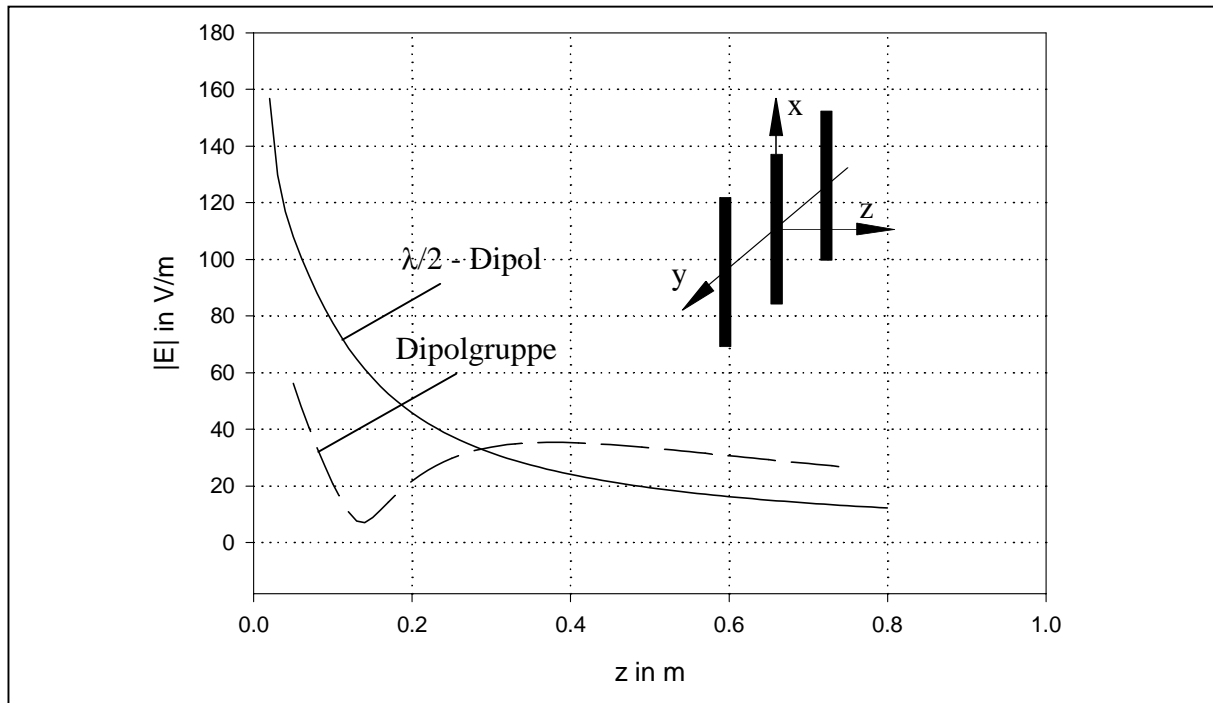


Bild 2: Verlauf des Betrags der elektrischen Feldstärke (Scheitelwert) längs der z-Achse für einen Einzeldipol und eine Dipolgruppe bei $z = 0$; Sendeleistung: 1 W

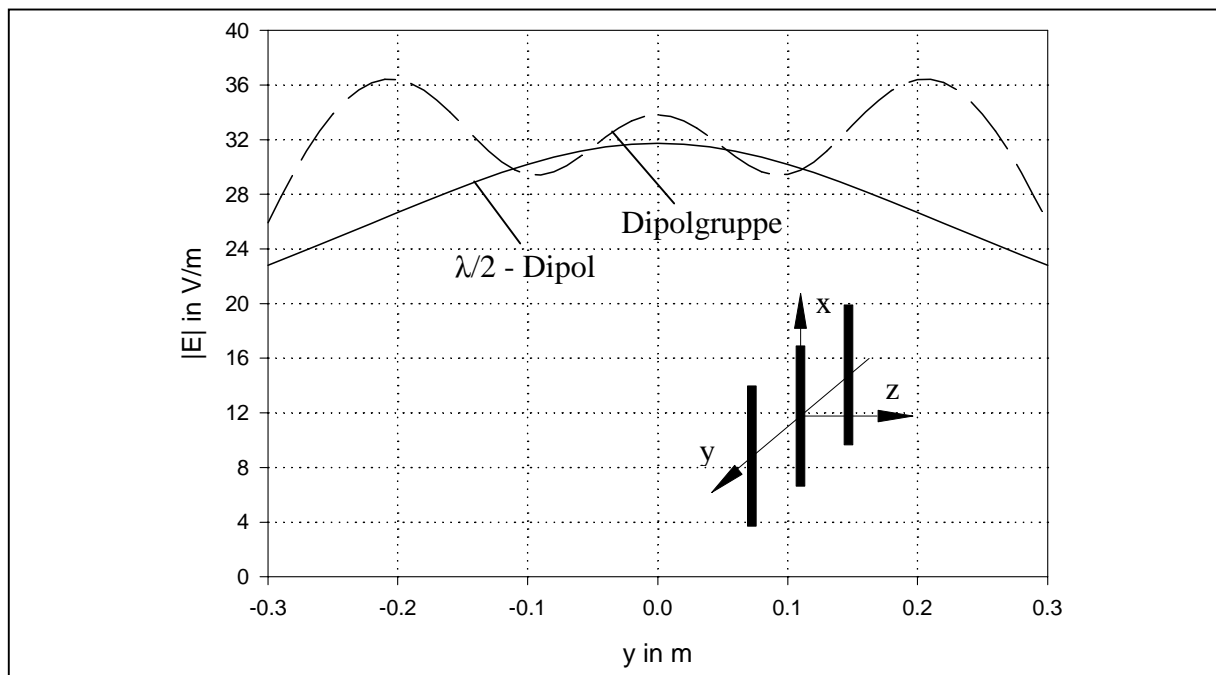


Bild 3: Verlauf des Betrags der elektrischen Feldstärke (Scheitelwert) für einen Einzeldipol und für eine Dipolgruppe als Funktion von y bei $z = 30$ cm; Leistung: 1 W

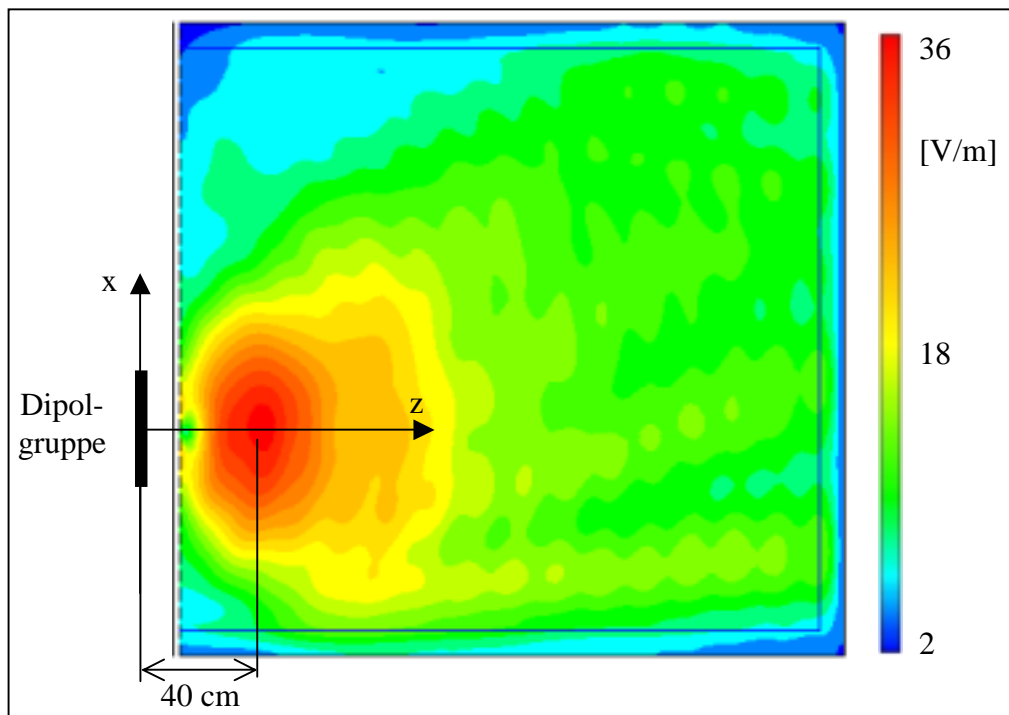


Bild 4: Betrag der elektrischen Feldstärke (Scheitelwert) in der Ebene $y = 0$ für eine Dipolgruppe bei $z = 0$; Sendeleistung: 1 W

2.3 Simulationsmodell der Versuchsanordnung

Die numerischen Antennenberechnungen des vorigen Abschnitts wurden sowohl mit dem Programm Mininec [MiniNec 1995], das die Antennen durch Stäbe endlicher Dicke modelliert, als auch zur Absicherung mit dem am Lehrstuhl für Theoretische Elektrotechnik entwickelten Hybrid-Verfahren [Eibert 1997b] durchgeführt. Letzteres beschreibt die Antennen durch schmale Flächenströme und erlaubt auch die Einbindung von Strukturdetails des Versuchsaufbaus, die als planare Schichten (wie z. B. das Holzbett mit der Matratze) oder durch Bereiche mit Finiten Elementen (wie z. B. ein einfaches Kugelmodell für den Kopf) dargestellt werden können. Zur Berücksichtigung eines detaillierteren Modells für den menschlichen Körper in den Berechnungen wurden allerdings Finite Differenzen-Verfahren im Zeitbereich verwendet, wobei sorgfältig darauf geachtet wurde, dass die bereits optimierten Felder für den leeren Raum durch diese weiterführenden Programme reproduziert werden konnten. Bevor die endgültigen Feldberechnungen vorgestellt werden, wird in diesem Abschnitt das Rechenmodell für die Expositionseinrichtung entwickelt. Die Simulationrechnungen müssen alle wesentlichen Bestandteile der Expositionsanordnung berücksichtigen. Im Einzelnen sind dies: Die Antenne, der Betrahmen, die Matratze, die Testperson und der umgebende Raum. Insbesondere der Einfluss eines mit Betonwänden begrenzten Raumes auf das Expositionsfeld erweist sich als äußerst kritisch. Als Beispiel zeigt Bild 5 die numerisch berechnete elektrische Feldverteilung in einem 8 m x 4 m x 5 m großen Raum mit einer stirnseitigen Zugangstür, die sich für einen in Raummitte befindlichen Dipolstrahler (hier in x-Richtung polarisiert; Dipolmoment: 1 Am) unter Zugrundelegung folgender Materialdaten [Lebherz et al. 1990] in 1 m Höhe ergibt:

| | | |
|-----------------|--|--------------|
| Boden und Decke | $\epsilon_r' = 7$; $\epsilon_r'' = 0,8$ | (Stahlbeton) |
| Seitenwände | $\epsilon_r' = 1,5$; $\epsilon_r'' = 0,2$ | (Gasbeton) |
| Tür | $\epsilon_r' = 2$; $\kappa = 0,005 \text{ S/m}$ | (Holz) |

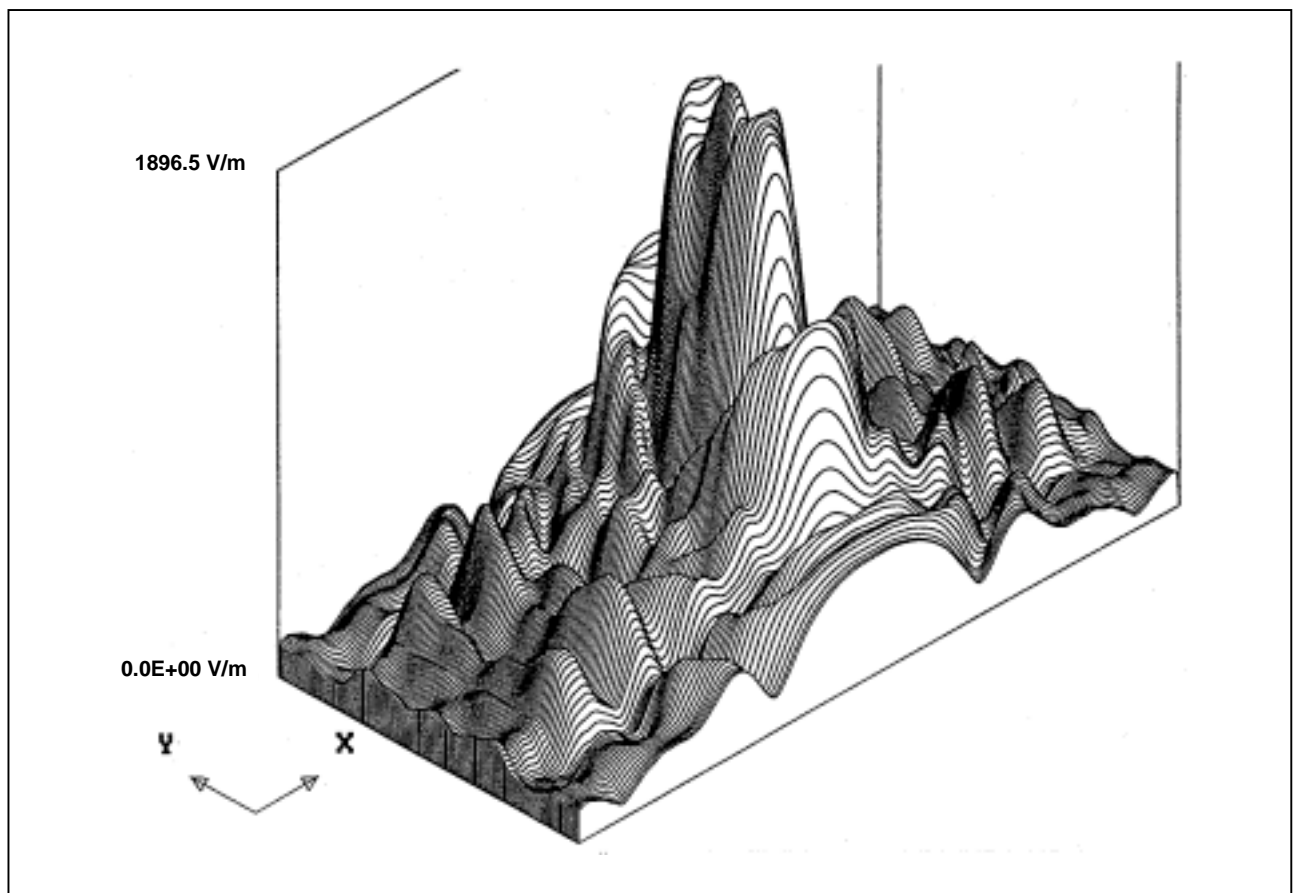


Bild 5: Elektrisches Feld in einem Raum mit Wänden, Decke und Boden aus Beton für einen Einzeldipol in Raummitte

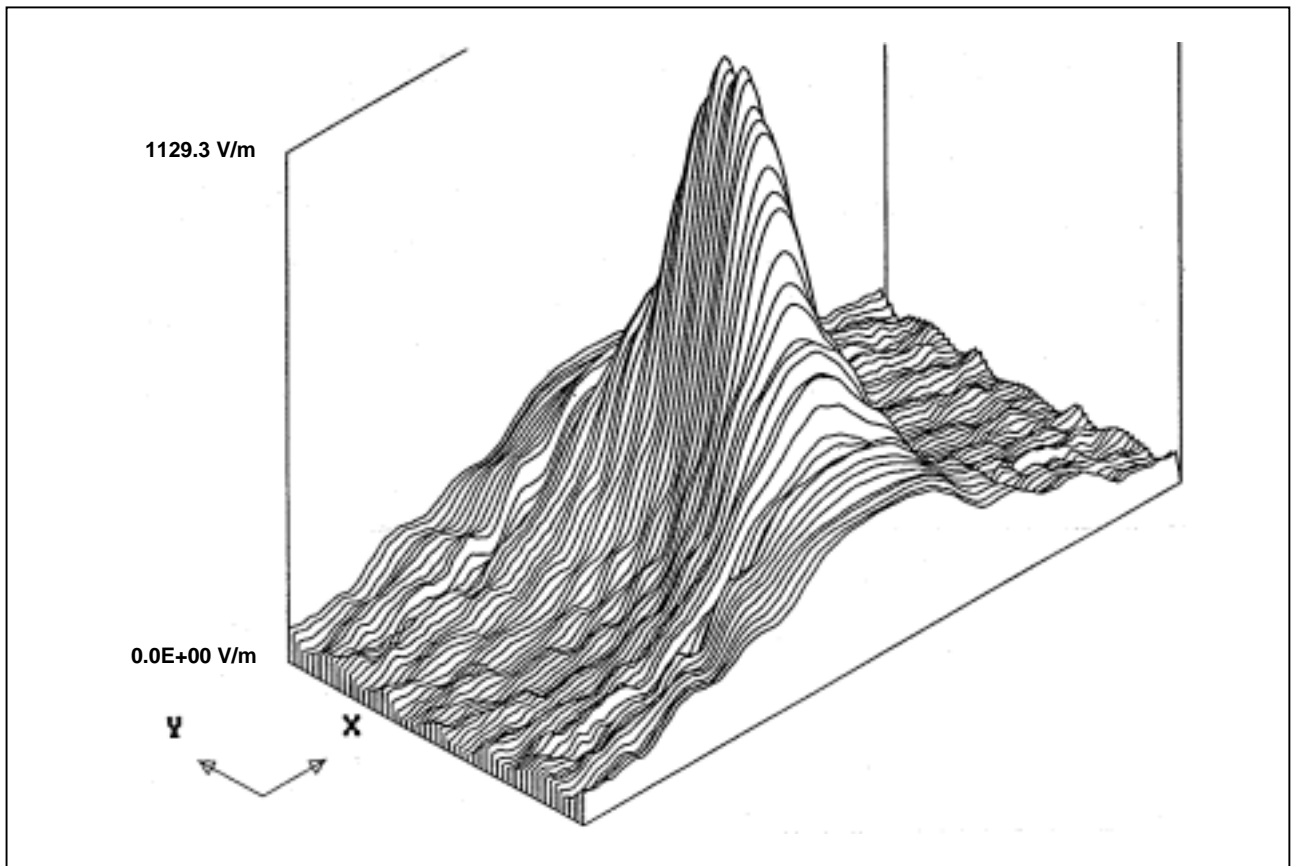


Bild 6: Elektrisches Feld für den mit 20 dB – Absorbern ausgekleideten Raum aus Bild 5

Durch die reflexionsbedingten Interferenzen entstehen so starke Stehwelligkeiten, dass keine reproduzierbare Expositionsfeldstärke garantiert werden kann. Im Fall der Kieler Experimente, wo auch die Seitenwände aus Stahlbeton bestehen und der Raum kleiner ist, sind noch stärkere Effekte zu erwarten. Daher ergab sich die Notwendigkeit, den Expositionsraum durch HF-Absorber abzugrenzen, um die unerwünschten Interferenz- und Resonanzeffekte zu dämpfen. Bild 6 demonstriert die Auswirkungen einer Absorberverkleidung im Vergleich zu Bild 5. Die absorbierenden Wände wurden dabei so modelliert, dass für senkrechten Einfall einer ebenen Welle ein Reflexionsfaktor von -20 dB erreicht wird. Die Glättung des Feldes ist evident; die Einflüsse der Umgebung sind weitgehend unterdrückt.

Aus diesem Grund wird für das Simulationsmodell eine geschlossene Hülle aus 20 dB-Absorbern vorgesehen. Die Gesamt-Konfiguration ist in Bild 7 skizziert.

Die Matratze besteht aus Polyurethan-Schaum mit einem Bezug aus gleichem Material mit festerer Konsistenz. Zur Modellierung wurden zunächst die Daten $\epsilon_r' = 1,5$ und $\kappa = 2,5 \cdot 10^{-4}$ S/m zugrunde gelegt, die aber im Vergleich zu den späteren Messergebnissen zu starke Feldstörungen ergaben. Die im nächsten Abschnitt vorgestellten endgültigen Feldberechnungen gehen daher von elektrischen Matratzeigenschaften entsprechend Luft aus.

Da vom Körper der Testperson, abgesehen vom Kopfbereich, nur ein globaler Einfluss auf das Feld erwartet wird, fiel die Entscheidung zugunsten eines mit den Materialdaten $\epsilon_r' = 50$ und $\kappa = 1,25$ S/m versehenen homogenen Körpermodells einfacher geometrischer Gestalt (Bild 8). Das eingesetzte Modell für den Kopf mit der Nachbildung einzelner Organe (Bild 9) erlaubt im Prinzip eine Unterscheidung verschiedener Gewebearten, wurde vertragsgemäß hier aber homogen mit einem Material der Daten $\epsilon_r' = 43,5$ und $\kappa = 0,9$ S/m gefüllt. Dadurch ist nach den Ergebnissen aus [Hombach et al. 1996], wo die SAR-Belastung durch ein Handy für unterschiedlich differenziert strukturierte Kopfmodelle abgeschätzt wird, gewährleistet, dass der tatsächlich erreichte SAR-Wert kleiner als der berechnete ist.

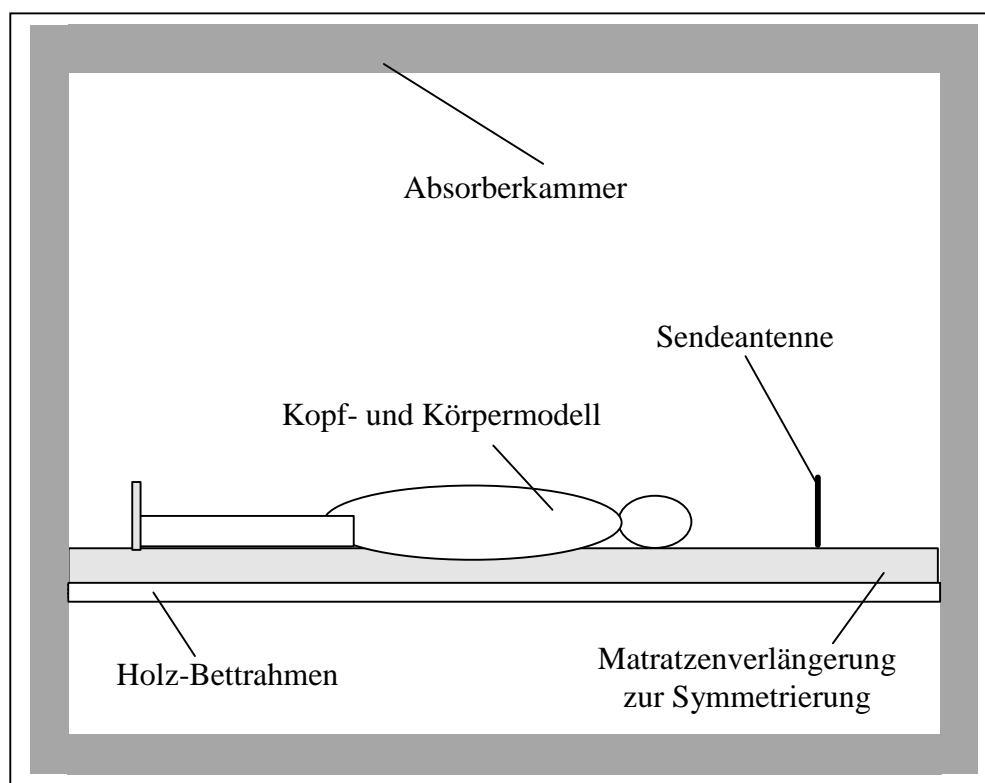


Bild 7: Skizze des Simulationsmodells der Expositionseinrichtung

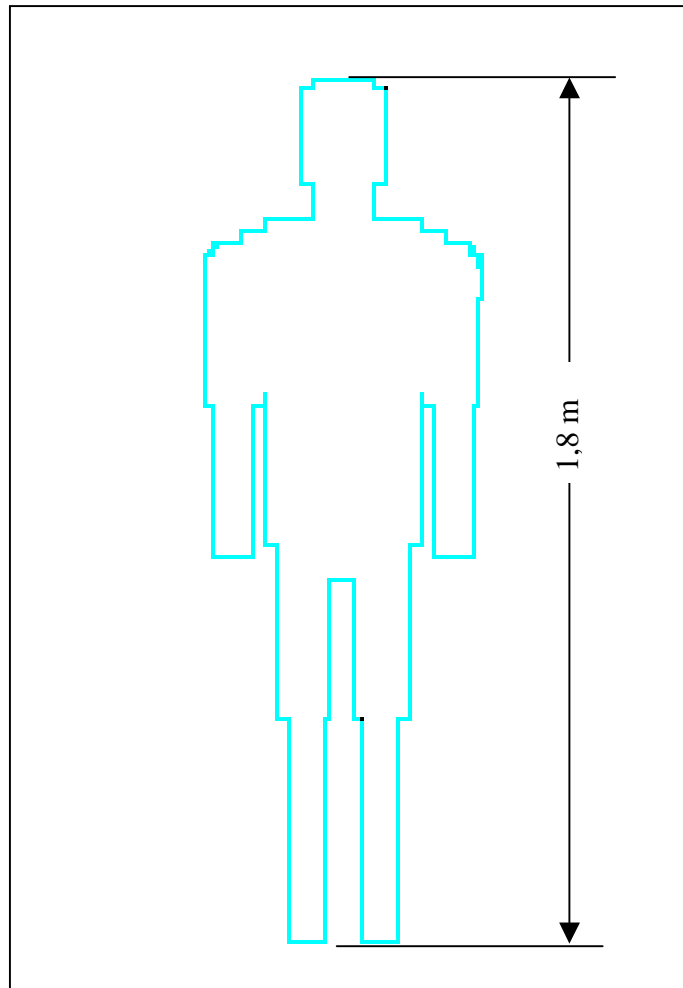


Bild 8: Simulationsmodell für den Körper der Testperson

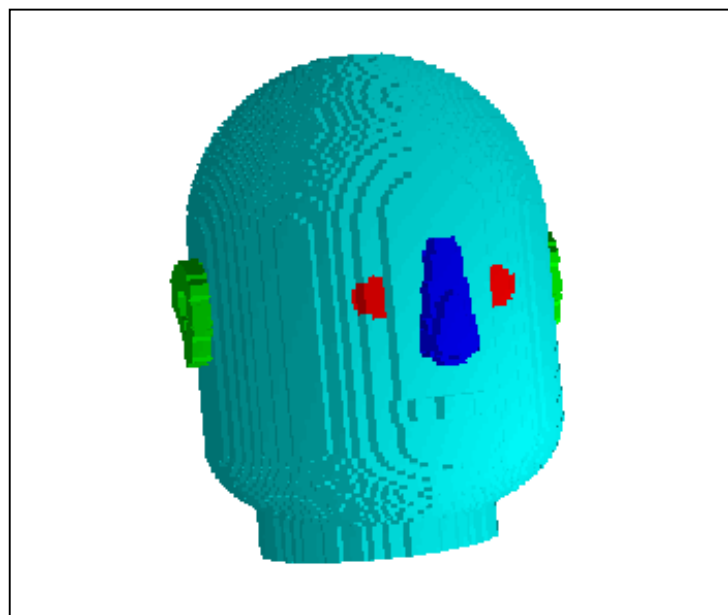


Bild 9: Simulationsmodell für den Kopf der Testperson

2.4 Feldberechnungen und Leistungsabschätzung

Zur Bestimmung der letztlich interessierenden SAR-Verteilung im Kopf wurde eine Analyse der Expositionsbedingungen anhand der in Abschnitt 2.3 beschriebenen Modelle durchgeführt.

Die Polarisation des elektrischen Feldes ist bei der gewählten Antennengruppe linear in x-Richtung. Die Polarisation hat gewisse Auswirkungen auf den Einkoppelmechanismus in das Körpergewebe. Da bei den geplanten Experimenten aber keinerlei Präferenz hinsichtlich der Richtung der Feldvektoren bestand, wurden andere Fälle hier nicht untersucht.

Bild 10 gibt im direkten Vergleich zu Bild 4 den Feldverlauf in der mit dem Körpermodell belasteten Expositionseinrichtung wieder. Wie gewünscht liegt der Kopf im Feldmaximum, allerdings dringt nur ein sehr geringer Teil des Feldes in das Gewebe ein. Dies ist der von allen hochbrechenden biologischen Materialien her bekannte Effekt. Die Absorption durch den Körper macht sich dadurch bemerkbar, dass die Amplitude des Strahlungsfeldes in z-Richtung deutlich rascher abnimmt als in der leeren Absorberkammer.

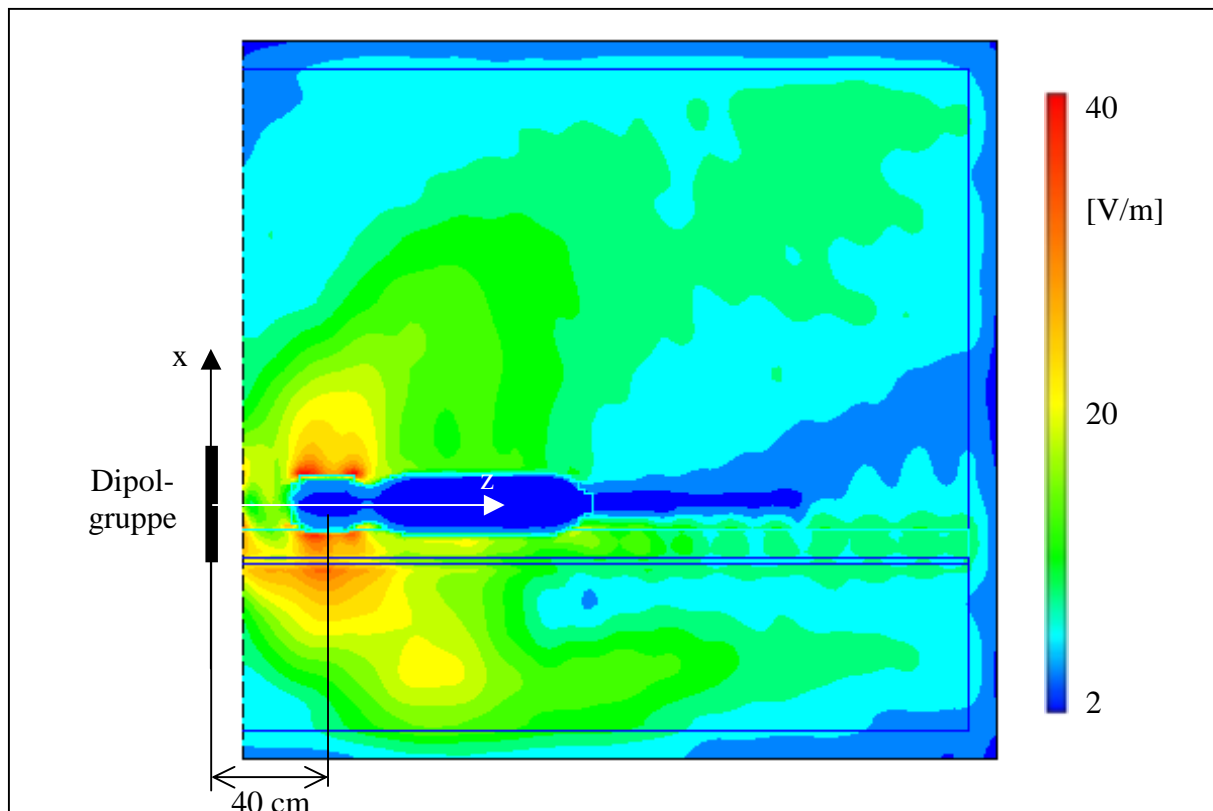


Bild 10: Betrag der elektrischen Feldstärke in der Ebene $y = 0$ für die Versuchsanordnung mit Testperson; Sendeleistung: 1 W

Der Kopfbereich des Körpermodells wurde einer genaueren Feldanalyse unterzogen, aus der die SAR-Verteilung berechnet wurde. Die Bilder 11 und 12 zeigen die lokale Spezifische Absorptionsrate für die Kopf-Längsschnitte bei $x = 0$ und bei $y = 0$. Die Werte außerhalb des Kopfes sind null, weil dort keine Verlustleistung entstehen kann. Die größten relativen Belastungen treten in der Schädeldecke/Hirnrinde bzw. an hervorstehenden Organen (im vorliegenden Fall an der Nase) auf. In gewissen Grenzen lässt sich dieser Effekt anschaulich durch die Stetigkeit der Tangentialkomponente des E-Feldes erklären.

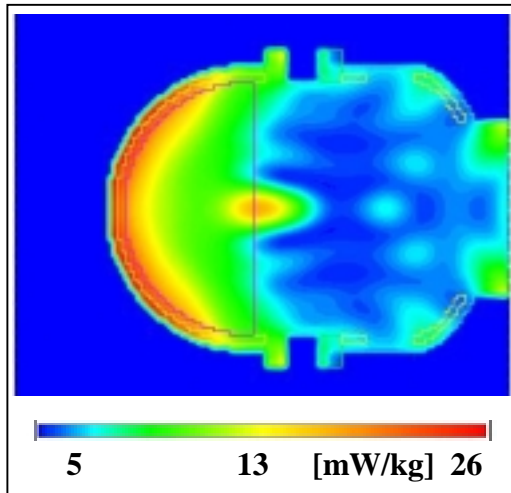


Bild 11: Spezifische Absorptionsrate im Kopf in der Ebene $x = 0$; Sendeleistung: 1 W

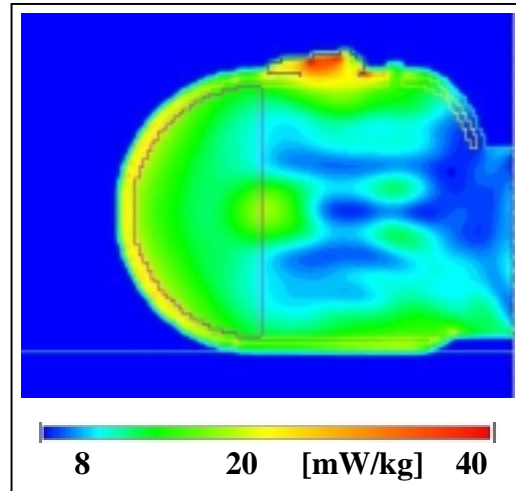


Bild 12: Spezifische Absorptionsrate im Kopf in der Ebene $y = 0$; Sendeleistung: 1 W

| P_{HF} | SAR_{max}^{15mg} | SAR_{max}^{1g} | SAR_{max}^{10g} |
|----------|--------------------|------------------|-------------------|
| 25 W | 1 W/kg (Nase) | 875 mW/kg (Nase) | 600 mW/kg (Nase) |

Tab. 1: Gegenüberstellung der maximalen SAR-Werte im Kopfmodell bei einer Mittelung über 15 mm^3 (15 mg), 1 cm^3 (1 g) und 10 cm^3 (10 g) Körpergewebe für eine mittlere HF-Sendeleistung von 25 W

Eine quantitative Auswertung der SAR-Verteilung im Kopf ergab, dass der Maximalwert tatsächlich im Bereich der Nase vorliegt. Bei einer für die Rechnung angenommenen Sendeleistung von 1 W beträgt der über quaderförmige Volumenbereiche von 15 mm^3 (15 mg) gemittelte maximale SAR-Wert 40 mW/kg in der Nase und maximal ca. 26 mW/kg im Gehirn..

Die laut ICNIRP-Guidelines [ICNIRP 1998] empfohlene Mittelung über 10 cm^3 (10 g) Körpergewebe ist im Bereich stark differenzierter Körperteile, wie Nase oder Ohr, nicht sinnvoll, weil bei Verwendung entsprechender Quader (Kantenlänge 2,15 cm) eine Mittelung auch über große Luftbereiche erfolgen bzw. die Einführung eines nicht quaderförmigen Volumens zu beliebig willkürlichen SAR-Werten führen würde; um hier aussagefähige SAR-Werte zu erhalten, ist es also notwendig, über kleinere Volumina zu mitteln.

Hier wurde daher für solche Bereiche des Kopfes zusätzlich auf die ANSI-Norm [ANSI 1992] zurückgegriffen, die quaderförmige Bereiche von 1 g zugrunde legt (auch dies kann in manchen Fällen schon kritisch sein) und einen maximal zulässigen SAR-Wert von $1,6 \text{ W/kg}$ vorsieht. Der in dem hier verwendeten Kopfmodell bei 1 W HF-Leistung erreichte, über 1g gemittelte maximale SAR-Wert liegt bei 35 mW/kg ; um diesen Wert auf den erlaubten Grenzwert der lokalen SAR anzuheben, wäre eine Sendeleistung von knapp 46 W einzustellen.

Da aufgrund unterschiedlicher Kopfformen und -haltungen der Probanden aber mit gewissen Abweichungen von den Simulationsergebnissen gerechnet werden muss, sollte zwischen den abgeschätzten und den zulässigen SAR-Werten ein Sicherheitsabstand von etwa einem Faktor 2 eingehalten werden. Um dies zu gewährleisten, wurde für die geplanten Experimente festge-



setzt, mit einer mittleren Sendeleistung von ca. 25 W, beziehungsweise einer maximalen HF-Leistung von 29 W im Modulationspuls (Tastverhältnis 7:8), zu arbeiten.

Auf der Grundlage der vom ICNIRP festgelegten Vorgaben erhält man damit einen rechnerischen SAR-Wert von 600 mW/kg im Bereich der Nase (vgl. Tab. 1). Allerdings ist es nach den obigen Ausführungen nicht zu verantworten, die Sendeleistung soweit zu erhöhen, dass dieser Wert auf 1 W/kg, entsprechend 50 % des Maximalwertes nach ICNIRP-Guidelines, angehoben wird.

Die über das gesamte Körpervolumen gemittelte Spezifische Absorptionrate bleibt auch bei der jetzt avisierten mittleren Sendeleistung von 25 W mit 24 mW/kg deutlich unter dem ICNIRP-Grenzwert von 80 mW/kg. Wenn man allerdings die in Bild 4 für 1 W gegebenen Feldstärken in der leeren Expositionseinrichtung umrechnet auf 25 W, so werden mit Effektivwerten von bis zu 130 V/m selbst die in [DIN 1993] und [ICNIRP 1998] für kontrollierte Bereiche genannten abgeleiteten Grenzwerte (bzw. 'reference values') von 90 V/m bei 900 MHz weit übertroffen. Dies ist hier aber statthaft, weil beide Empfehlungen den ausdrücklichen Hinweis enthalten, dass eine Überschreitung erlaubt ist, wenn trotzdem die Einhaltung der sogenannten Basisgrenzwerte für die SAR sichergestellt wird.

3 Aufbau der Expositionseinrichtung

3.1 Versuchsraum

In Analogie zu den durchgeführten Simulationsrechnungen wurde um das Bett für die Probanden eine ca. 3,1 m x 1,8 m x 2,4 m (L x B x H) große Absorberkammer errichtet, um die Stehwelligkeit des Feldes im Raum zu unterdrücken (Bild 13). Aus Platzgründen wurden Flachabsorber (Typ: Emerson & Cuming ECCOSORB AN-79; Abmessungen: 61 cm x 61 cm x 11,5 cm, Gewicht: ca. 3 kg, spezifizierter Reflexionsfaktor: -21 dB @ 900 MHz) verwendet, die an einem (teilweise verschiebbaren) Holzlattengerüst aufgehängt wurden. Der Boden wurde mit lose verlegten Platten verkleidet, ein Teil der Kammerdecke wurde offen gelassen, um einen Einblick für die Überwachungskamera zu schaffen. Eine vorübergehende vollständige Schließung der Decke mit Absorbern während der Kontrollmessungen (s. Abschnitt 3.3) ergab keine Veränderung des Feldes im Expositionsbereich.

Bei den im Testraum befindlichen Gegenständen wurde soweit wie möglich darauf geachtet, dass sie nur aus Materialien bestehen, deren Dielektrizitätskonstanten nahe dem Wert 1 von Luft liegen. Aus diesem Grund wurde auch das Klinikbett mit Metallrahmen durch ein Holzbett ersetzt. Die Antennenkonfiguration, die selbst natürlich Metallteile enthält, wurde in eine Halterung aus Holz und Styropor eingepasst (Bild 14), die mit PVC-Seilen am Bettrahmen befestigt ist. Diese Halterung übernimmt gleichzeitig die Funktion eines Sichtschutzes und Abstandhalters, sodass der Kopf der Testperson nicht näher als 30 cm an die Sendeantennen gelangen kann.

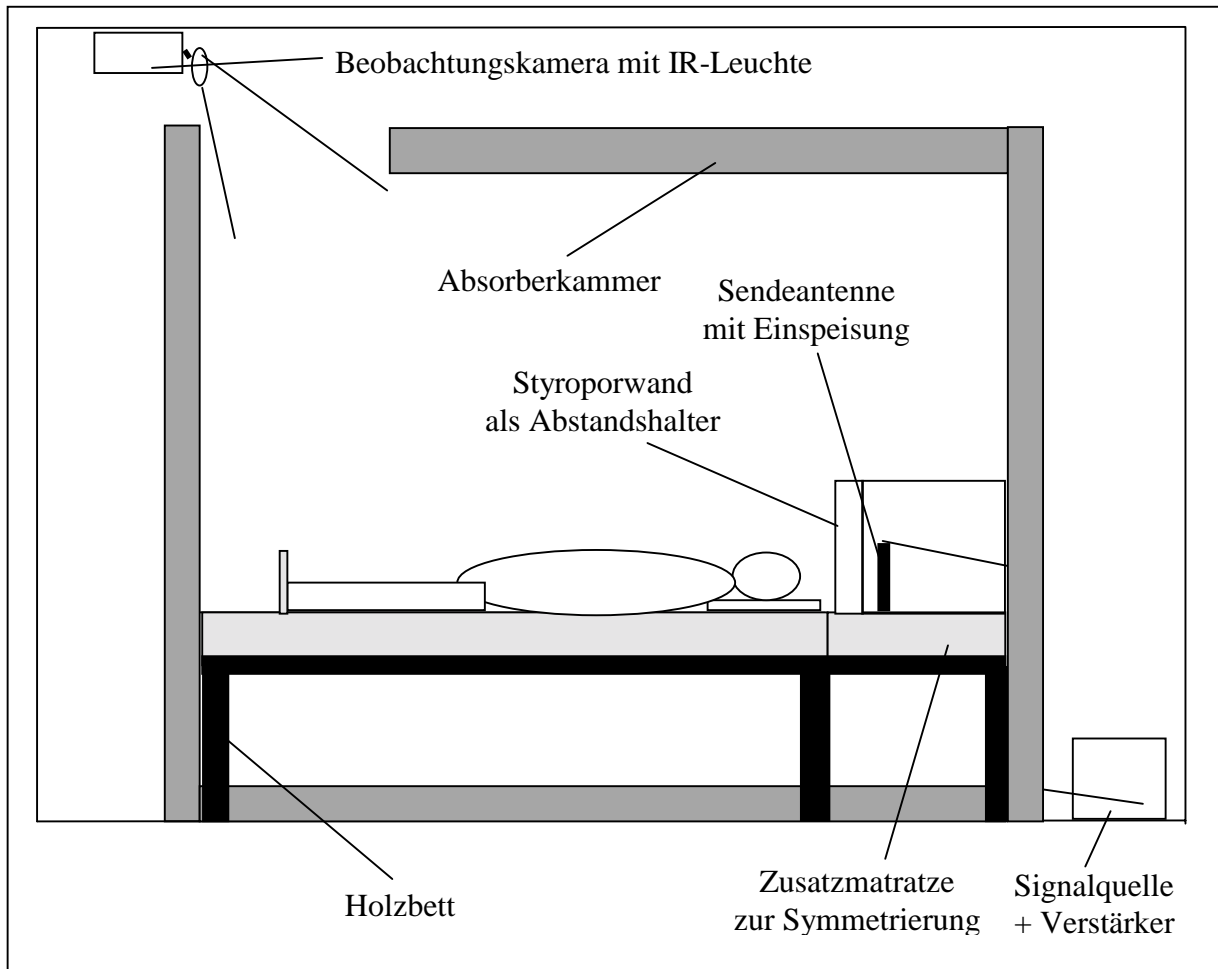


Bild 13: Prinzipielle Anordnung der Expositionseinrichtung

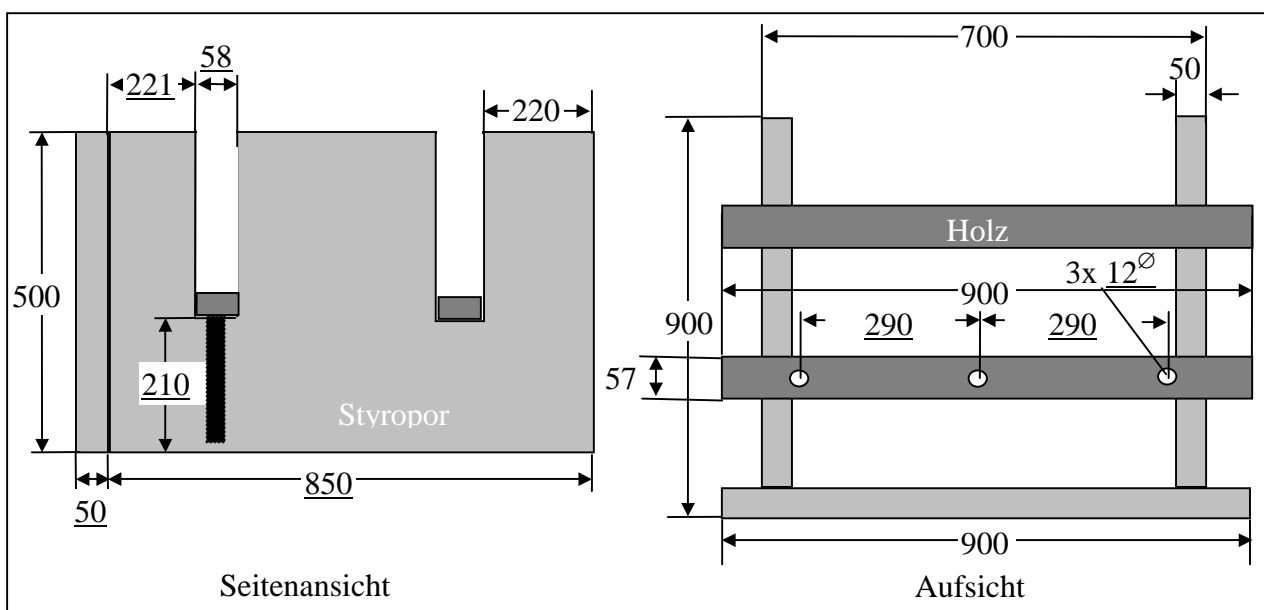


Bild 14: Holz-Halterung für 3 Dipolantennen und Styropor-Abdeckung
(Längenangaben in mm)

3.2 Sendeanlage

Die Sendeanlage besteht aus einem HF-Mess-Sender (Fa. Rohde & Schwarz, SME 03), einem NF- Testsignalgenerator (Eigenentwicklung Lehrstuhl für Messtechnik, BUGH Wuppertal, BS 825F) zur Ansteuerung des in den Mess-Sender eingebauten Pulsmodulators mit dem in Abschnitt 2.1 spezifizierten GSM-Signal, einem schmalbandigen 900 MHz-Verstärker (Fa. SSB, PA 9100) mit 40 dB Verstärkung bei 100 W Maximalleistung und dem Antennensystem. Für die Antennenkonfiguration wurden drei handelsübliche $\lambda/2$ -Mobilfunkantennen ausgewählt (Fa. Kathrein, Indoor Omnidirectional Antenna 737 031), die über einen 1:3-Leistungsteiler (Fa. Kathrein, Power Splitter K 63 20 63 1) gespeist werden. Die HF-Verbindungen Mess-Sender – Verstärker – Leistungsteiler werden über 0,5 m bzw. 1,5 m lange doppelt geschirmte Koaxialkabel RG214/U mit konfektionierten N-Steckern hergestellt; die Dämpfung der Kabel von ca. 1 dB kann vernachlässigt werden.

Die Geräte zur Signalerzeugung wurden außerhalb der Absorberkammer aufgestellt.

Die Kontrolle der HF-Leistung während der Experimente erfolgt mit Hilfe eines $\lambda/2$ -Dipols (Eigenbau) auf der rückwärtigen Seite der Antennenanordnung; das Empfangssignal wird mit einem HF-Detektor (Fa. Hewlett-Packard, Crystal Detector 8472A) gleichgerichtet und über einen freien Kanal des EEG-Aufnahmegerätes zusammen mit den anderen Messdaten aufgezeichnet.

3.3 Kalibrierung und Funktionskontrolle

Zur Einstellung der Leistung wurden Messungen der elektrischen Feldverteilung in der Absorberkammer durchgeführt.

Dazu wurde zunächst ein $\lambda/2$ -Dipol (Eigenbau) im bekannten Feld einer einzelnen $\lambda/2$ -Antenne geeicht, indem die Feldverteilung längs der z-Achse abgetastet und durch Vergleich der Mess-Spannung mit dem bekannten Feldstärkeverlauf im Bereich $z > \lambda$ ein Konversionsfaktor bestimmt wurde. Dieser beträgt bei 900 MHz $k = U/E = 9,8 \text{ mV}/(\text{V}/\text{m})$. Bei einer Sendeleistung von 1 W ergibt sich damit der in Bild 15 dargestellte Vergleich zwischen berechnetem und gemessenem Feldverlauf.

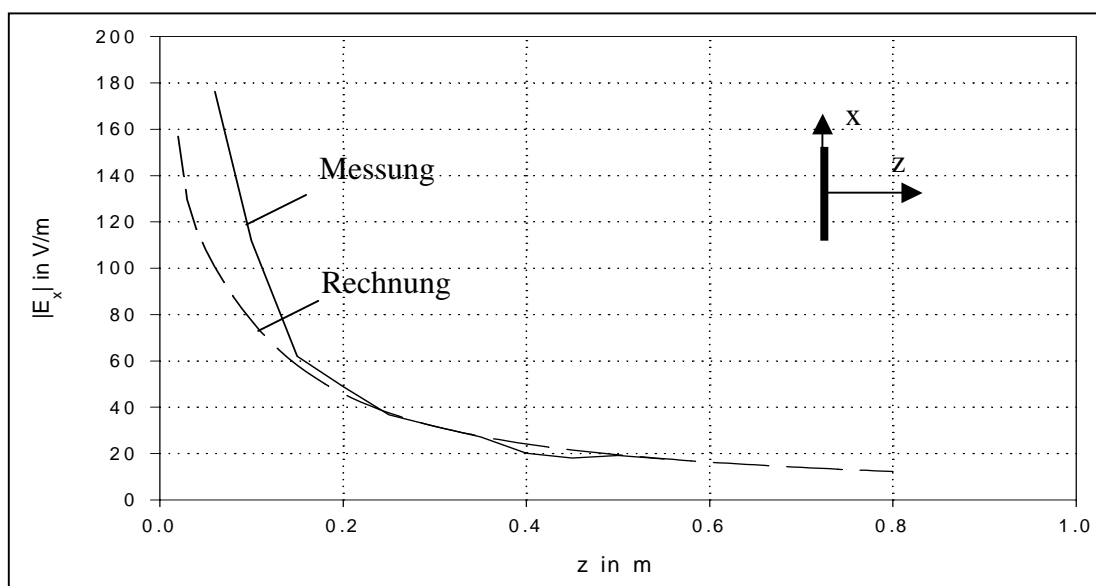


Bild 15: Verlauf der berechneten und gemessenen elektrischen Feldstärke (Scheitelwerte) für einen Einzeldipol längs der z-Achse; Sendeleistung: 1 W



Mit der so geeichten Feldsonde erfolgten Kontrollmessungen des durch die Dipolgruppe erzeugten Expositionsfeldes. Die Ergebnisse sind in den Bildern 16 und 17 gezeigt. Die Übereinstimmung von Rechnung und Messung ist zufriedenstellend.

Aus den Messungen wurde für den Punkt $x = 0$, $y = 0$, $z = 30$ cm (dort liegt später der Scheitelpunkt des Kopfes) ein $(\text{Feldstärke})^2/\text{Leistungs-Verhältnis}$ von $1122 \text{ (V/m)}^2/\text{W}$ ermittelt. Somit konnte über die Messung der Feldstärke die erforderliche Leistung eingestellt werden.

Mit Hilfe eines Probe-EEG's mit einer Testperson wurde eine Funktionskontrolle der gesamten Versuchsapparatur vorgenommen. Da das Messprinzip zur Erstellung eines EEGs mit der 'offenen' Anbringung der Ableitelektroden kaum eine Verhinderung der direkten Einkopplung des Expositionssignals in den Messwertaufnehmer gewährleistet, sollten damit vor allem auch die Auswirkungen des Expositionsfeldes auf den Messvorgang erfasst werden, um dann zu überprüfen, ob eventuell vorhandene Störungen während der Signalverarbeitung aus den Nutzsignalen herausgefiltert werden können.

Weder der Zeitverlauf noch die spektrale Leistungsdichte der EEG-Signale im Frequenzintervall von 0 Hz bis 30 Hz ließ jedoch unter Versuchsbedingungen Störungen aufgrund des Expositionssignals erkennen.

Bei einem früheren EEG-Projekt in der Universitätsklinik Bochum-Langendreer [Eibert 1997a] waren bei Abtastfrequenzen des EEG-Gerätes von 250 Hz starke Störungen am oberen Rand des Nutzbereichs des EEG's durch Unterabtastung von höherfrequenten Komponenten des Expositionssignals (Modulationsfrequenz 217 Hz) aufgetreten, die erst durch Erhöhung der Abtastfrequenz auf 500 Hz vermieden werden konnten. Bei den Kieler EEG-Experimenten wird ein Aufnahmegerät mit einer Abtastrate von 1000 Hz eingesetzt, sodass ein störungsfreier Betrieb der Versuchsapparatur erwartet werden konnte.

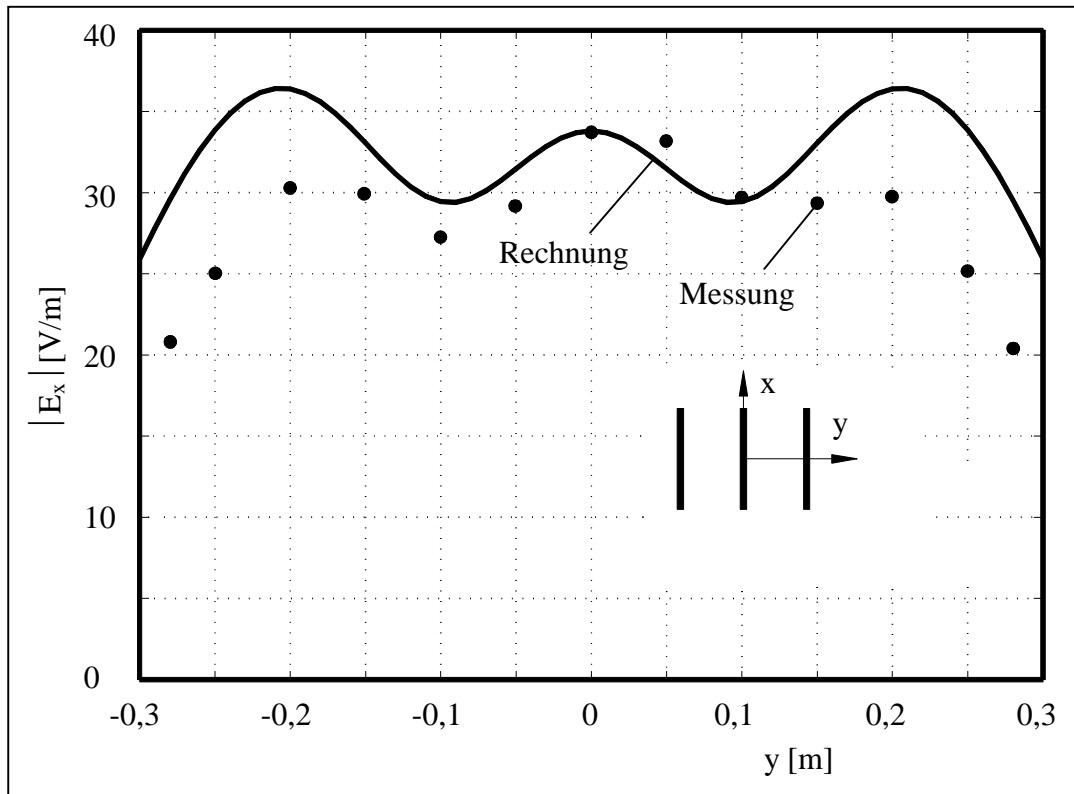


Bild 16: Vergleich der berechneten und gemessenen elektrischen Feldstärke (Scheitelwerte) für die Dipolgruppe als Funktion von y bei $z = 30$ cm; Sendeleistung: 1

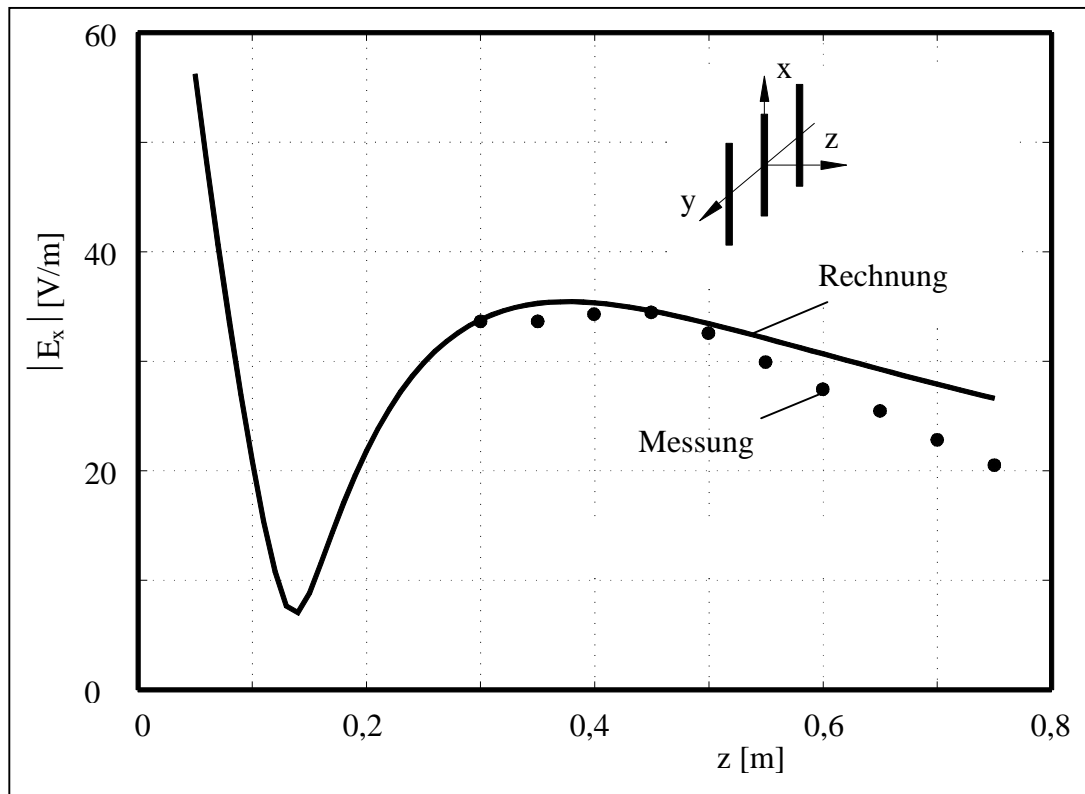


Bild 17: Vergleich der berechneten und gemessenen elektrischen Feldstärke (Scheitelwerte) für die Dipolgruppe längs der z -Achse; Sendeleistung: 1 W



4 Fremdfelder

Zur genaueren Prüfung der Eignung des Versuchsraums wurden vor Beginn der Experimente Stichprobenmessungen eventueller externer Störfelder im Frequenzbereich von 5 Hz bis 3 GHz durchgeführt. Eine gewisse Störfeldstärke auf geringem Niveau (z. B. durch Rundfunksender) kann so lange hingenommen werden, wie die Feldstärke sehr viel kleiner als die Feldstärke des Expositionsfeldes ist und damit keine schädlichen Einflüsse auf die Versuchsergebnisse vorliegen.

Wie aufgrund der Lage und Ausstattung des Versuchsraums zu erwarten war, liegen signifikante Komponenten der magnetischen Feldstärke bei der Versorgungsfrequenz 50 Hz und einzelne Spektrallinien der elektrischen Feldstärke bei Rundfunkfrequenzen und im Frequenzbereich von mobilen Funkdiensten vor. Allerdings bewegen sich die Amplituden durchweg im nicht relevanten Bereich. Im GHz-Bereich treten keine markanten Frequenzen auf.

Als weiterer günstiger Faktor kommt hinzu, dass die Untersuchungen nachts durchgeführt werden, wenn manche Feldquellen nicht in Betrieb sind.

Die magnetische Induktion der durch die netzbetriebenen Geräte im Versuchsraum hervorgerufenen 50 Hz-Felder liegt unter 500 nT und ist damit im Vergleich zu den Flussdichten, die als Auslöser für biologische Effekte vermutet werden, vernachlässigbar klein.

5 Zusammenfassung

Für EEG-Untersuchungen zur Auswirkung niederfrequent gepulster HF-Felder auf die Hirntätigkeit während des menschlichen Schlafes wurde eine Expositionsanlage zur Erzielung vorgegebener Spezifischer Absorptionsraten im Kopf schlafender Testpersonen erstellt. Dabei standen insbesondere die Erzeugung eines wohldefinierten HF-Feldes als auch die Vermeidung unerwünschter HF-Störungen im Vordergrund.

Simulationsrechnungen für den vorgesehenen Versuchsraum ergaben, dass ohne besondere Dämpfungsmaßnahmen keine eindeutige Feldverteilung erreicht werden kann, da die vorhandenen Wandreflexionen zu starken Stehwelligkeiten führen würden. Aus diesem Grund wurde der Expositionsraum weitgehend mit HF-Absorbern umgeben, um eine Entkopplung von den Wandinflüssen zu gewährleisten. Entsprechende Simulationsrechnungen des Raumes mit Absorbern zeigen, dass die so erzielte Feldverteilung hinreichend glatt ist.

Die Sendeantenne besteht aus drei Einzeldipolen, die so angeordnet und gespeist sind, dass im Kopfbereich, auch unter Berücksichtigung auftretender Lageänderungen, eine einheitliche Exposition zustande kommt. Anhand von umfangreichen numerischen Simulationsrechnungen für die gesamte Expositionseinrichtung wurde die HF - Sendeleistung so eingestellt, dass eine Überschreitung von zulässigen SAR-Grenzwerten im Körper der Testpersonen ausgeschlossen ist.

Störfeldmessungen in einem großen Frequenzbereich ergaben, dass keine unerwarteten Störfelder vorliegen, die für die durchzuführenden Experimente kritisch sein könnten.

Einkopplungen des Expositionssignals in die EEG-Messapparatur konnten bei Kontrollaufnahmen nicht beobachtet werden.



6 *Literatur*

- ANSI (1992): IEEE standard for safety levels with respect to human exposure to radio frequency electromagnetic fields, 3 kHz to 300 GHz. IEEE Inc., New York, C95.1-1991.
- DIN VDE 0848 Teil 2 (1993): Sicherheit in elektromagnetischen Feldern; Schutz von Personen im Frequenzbereich 30 kHz bis 300 GHz. Deutsche Norm, April 1993.
- Eibert, T., Hansen, V., Kammerer, H., Vaupel, T., Spittler, J. F., Calabrese, P., Gehlen, W. (1997a): Untersuchung biologisch-zerebraler Effekte in niederfrequent gepulsten Hochfrequenzfeldern. *FREQUENZ*, 51, 276-279.
- Eibert, T. (1997b): Verknüpfung der Methode der Finiten Elemente mit einem Integralgleichungsverfahren für ebene geschichtete Strukturen. Dissertation, BUGH Wuppertal.
- Hombach, V., Meier, K., Burkhardt, M., Kühn, E., and Kuster, N. (1996): The dependence of EM energy absorption upon human head modeling at 900 MHz. *IEEE-MTT*, vol. 44, 1865-1873.
- ICNIRP (1998): Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic, and electromagnetic fields (up to 300 GHz). *Health Physics*, vol. 74, 494-522.
- Lebherz, M., Wiesbeck, W. (1990): Beurteilung des Reflexions- und Schirmungsverhaltens von Baustoffen. *Bauphysik*, 12.
- Mann, K., Röschke, J. (1996): Effects of pulsed high-frequency electromagnetic fields on human sleep. *Neuropsychobiology*, 33, 41-47.
- MiniNec Professional (1995), EM Scientific Inc.
- Schüller, M. (1997): Vorschlag für ein universelles GSM 900/1800 – Testsignal, Interner Bericht, Forschungsgemeinschaft Funk e.V., Bonn, Germany.

7 Nachtrag

Während der Präsentation des Projektes wurde die Frage diskutiert, inwieweit die am Kopf befestigten EEG-Ableitелеktroden die Feld- und SAR-Verteilung innerhalb des Kopfes verändern können. Bei den bisherigen Berechnungen waren die Elektroden nicht modelliert worden, weil ihre Berücksichtigung wegen des ungünstigen Verhältnisses von Elektrodengröße zum Volumen des gesamten Lösungsgebietes erhebliche Rechnerkapazitäten gebunden hätte, was den Rahmen des vereinbarten Projektes bei Weitem überschritten hätte. Auf der anderen Seite lässt sich schon aus der Elektrodengeometrie abschätzen, dass allenfalls sehr lokalisierte Feldüberhöhungen auftreten, die eine SAR-Erhöhung im Kopf, die unter Umständen sicherheitsrelevant werden könnte, nicht bewirken können. Dies ist auch der Grund, weshalb in früheren eigenen und von Dritten durchgeführten EEG-Projekten auf die Behandlung dieser als zweitrangig eingestuften Frage verzichtet wurde. Dennoch wären Simulationsrechnungen im Sinne einer Grundlagenuntersuchung sicherlich interessant.

Mittlerweile liegen erste eigene Ergebnisse zum Einfluss einer Metallelektrode, die in der Grenzfläche zwischen Luft und einem mit biologischem Material gefüllten Raumbereich liegt, auf die Feldverteilung vor (s. Bild 18).

Aufgrund der Stetigkeitsbedingungen für die elektrische Feldstärke ($E_{\tan} = 0$) wird das ursprüngliche homogene Feld durch Einbringen der scheibenförmigen Elektrode (Durchmesser ca. 1 cm) leicht verzerrt. Wie bereits vermutet, klingen diese Feldveränderungen mit wachsendem Abstand von der Elektrode sehr rasch ab.

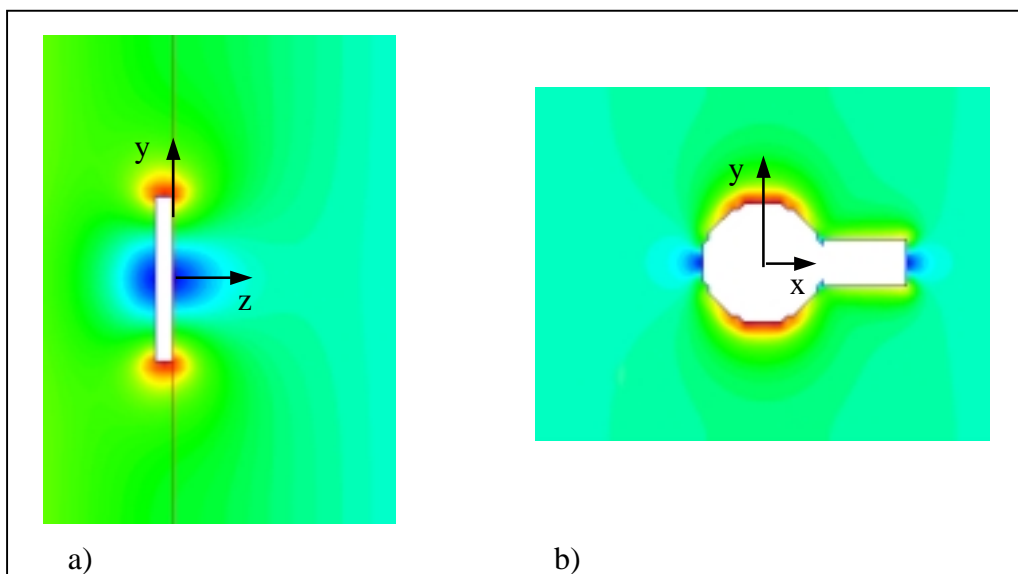


Bild 18: Einfluss einer Metallelektrode an der Kopfoberfläche auf das elektrische Feld bei Anregung mit einer von $z = -\infty$ einfallenden homogenen ebenen Welle:
a) Schnitt bei $x = 0$; b) Schnitt bei $z = 0$

Dies spiegelt sich auch in der quantitativen Auswertung bezüglich der Spezifischen Absorptionsrate wider: Bei 900 MHz beträgt der Anstieg der lokalen SAR unmittelbar unterhalb der Elektrode 17 %, gemittelt über 1g Gewebemasse, aber weniger als 5 %, gemittelt über 10g.

Dieser nahezu vernachlässigbare Anstieg der SAR wird durch den bei der Leistungseinstellung angesetzten Sicherheitszuschlag (vgl. Abschnitt 2.4) vollständig aufgefangen.