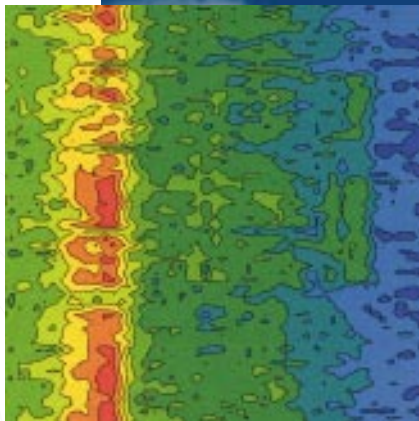


Edition Wissenschaft

Forschungsgemeinschaft Funk e.V. · G 14515 · Ausgabe Nr. 12 · Dezember 1996



W. Gehlen, J. F. Spittler, P. Calabrese

Biologisch-zerebrale Effekte in niederfrequent gepulster Hochfrequenzfeldern

V. Hansen, Th. Eibert,
H. Kammerer und Th. Vaupel

HF-Design eines Meßplatzes zur Untersuchung biologisch-zerebraler Effekte in niederfrequent gepulsten Hochfrequenzfeldern



Forschungsgemeinschaft Funk

Editorial

Liebe Leserinnen und Leser,

die mögliche Beeinflussung der menschlichen Gehirntätigkeit durch HF-Felder ist seit den Arbeiten von L. von Klitzing verstärkt in den Blickpunkt geraten. Zwar konnten seine Ergebnisse bisher nicht reproduziert werden (siehe „Edition Wissenschaft“ 9/96), dennoch wurden zur Klärung der aufgeworfenen Frage, ob niederfrequent gepulste HF-Felder biologisch-zerebrale Effekte hervorrufen, eingehende weitere Untersuchungen vorgenommen.

Die vorliegende Studie der Neurologischen Universitätsklinik Bochum unter Leitung von Prof. Gehlen beschäftigte sich mit der Frage nach den „biologisch-zerebralen Effekten in niederfrequent gepulsten Hochfrequenzfeldern“, wie sie beispielsweise mit einem D-Netz-Mobiltelefon erzeugt werden. In einem ersten Teil der Studie wurde der Einfluß auf das Elektroenzephalogramm (EEG) untersucht, im zweiten der Einfluß auf die geistige Leistungsfähigkeit.

Um unerwünschte HF-Störungen auszuschließen, wurde von der Bergischen Universität-Gesamthochschule Wuppertal unter Leitung von Prof. Hansen ein spezieller Untersuchungsraum entwickelt. Der Abschlußbericht („HF-Design eines Meßplatzes ...“) stellt den zweiten Beitrag der vorliegenden Ausgabe dar.

Gerd Friedrich

Inhalt

Studie: Biologisch-zerebrale Effekte in niederfrequent gepulsten Hochfrequenzfeldern	3
1 Zusammenfassung	3
2 Das Konzept der Untersuchung	4
3 Grundlegende Vorbemerkungen	5
4 Methoden: Allgemeines	6
4.1 Probandenstichprobe und Versuchsablauf	6
4.2 Versuchsanordnung	6
5 EEG-Untersuchung	7
5.1 EEG-Registrierung	7
5.2 EEG-Untersuchung	8
5.3 Datenanalyse	8
5.4 Ergebnisse der EEG-Untersuchung	15
6 Neuropsychologische Untersuchung	19
6.1 Auswahl der Zielvariablen	19
6.2 Fragestellung und Hypothesenformulierung	20
6.3 Studiendesign	20
6.4 Verwendete Testverfahren	20
6.5 Ergebnisse der neuropsychologischen Untersuchung	23
7 Diskussion	25
7.1 Vigilanz-Kontrolle in der EEG-Ableitung	25
7.2 Die Datenauswertung mit der Software „Neurofile II“	25
7.3 Artefaktbeseitigung	25
7.4 Bonferroni-Korrektur des Alpha-Fehlers	26
7.5 Weitere Auswertungen der erhobenen Daten	26
8 Anhang: Dokumentation	26
Literatur	27
Summary: Cerebro-Biological Effects in Low-Frequency Pulsed RF Fields	28
Studie: HF-Design eines Meßplatzes zur Untersuchung biologisch-zerebraler Effekte in niederfrequent gepulsten Hochfrequenzfeldern	29
1 Einleitung	29
2 Zusammenfassung	30
3 Erzeugung des Expositionsfeldes	31
3.1 Vermessung des Mobiltelefons	31
3.2 Testraum	33
4 Erfassung und Untersuchung von Störfeldern	37
5 Feldeinkopplung in die Meßapparatur	43
6 HF-Komponenten für Feldüberwachung	47
Literatur	47
Summary: HF-Design of a Measurement Setup for the Investigation of Cerebro-Biological Effects in Low-Frequency Pulsed RF Fields	47

Abschlußbericht zum Forschungsprojekt:

Biologisch-zerebrale Effekte in niederfrequent gepulsten Hochfrequenzfeldern

Projektverantwortlicher: Prof. Dr. med. W. Gehlen,
Neurologische Universitätsklinik, Knappschafts-Krankenhaus,
In der Schornau 23-25, 44892 Bochum

Projektdurchführung: Priv.-Doz. Dr. med. J. F. Spittler (Neurophysiologischer Teil),
Dipl. Psych. P. Calabrese (Neuropsychologischer Teil)

Projektbearbeitung: Frau Dipl. Ing. M. K. Truong, Ass.-Ärztin U. Cohrs,
Ass.-Arzt Dr. M. Heidrich, Frau cand. psych. A. Reinhard

1 Zusammenfassung¹

In der Literatur ist vorwiegend an kleinen Fallzahlen über eine Beeinflussung der Gehirnfunktion durch elektromagnetische Wechselfelder berichtet worden, die dem von Funktelefonen ausgesendeten HF-Feld entsprechen. Als wesentliche Prüfgröße diente in den meisten Fällen das Elektroenzephalogramm (EEG). Nicht immer war in allen Einzelheiten nachzuvollziehen, ob es sich tatsächlich um bioelektromagnetische Effekte auf das Gehirn handelt.

Wir untersuchten 52 Probanden im Alter von 20 - 38 Jahren mittels EEG und neuropsychologischen Tests. Die Probanden waren nach Anamnese und neurologischer Untersuchung gesund, medikamentenfrei und hinreichend ausgeschlafen. Zur Erzielung eines definierten Expositionsfeldes erfolgte die Untersuchung in einem mit HF-Absorbern ausgekleideten Raum, der bezüglich der Frequenzen von 5 Hz bis 3 GHz vermessen war.

Während der mittleren 10 Minuten einer 30-minütigen EEG-Ableitung wurden 25 Probanden dem Feld eines Funktelefons ausgesetzt, 27 Probanden dienten als Kontrollpersonen ohne Feldexposition. Die Sendeleistung des Funktelefons betrug 8 Watt, die Antenne war 45 cm über dem Kopf des Probanden angeordnet,

die Feldstärke betrug im Bereich des Kopfes ca. 40 V/m (annähernd Grenzwert gem. DIN VDE 0848). Das EEG wurde mit Elektrodenpositionen des 10/20-Schemas mit einem digitalen Gerät (Nihon-Kohden) abgeleitet. Zur Kontrolle der Vigilanz hatten die Probanden bis 10 zu zählen und dann eine Taste zu drücken.

Die Auswertung farbkodierter Diagramme der Spektralleistung zeigte keinen Effekt der Feldexposition im Vergleich mit den vorausgehenden und nachfolgenden 10 Minuten ohne Exposition wie auch im Vergleich zwischen exponierten und nicht exponierten Probanden. In einer multivariaten Varianzanalyse zeigten die Mittelwerte der nach Frequenzbändern getrennt berechneten mittleren Leistungen keine statistisch signifikanten Unterschiede.

¹ Das Projekt wurde von der Forschungsgemeinschaft Funk e.V. Bonn gefördert und von den Untersuchern (Prof. Dr. W. Gehlen, P.-D. Dr. J. F. Spittler, Dipl.-Psych. P. Calabrese) eigenverantwortlich durchgeführt.

Bezüglich ihrer kognitiven Leistungen wurden die Probanden an zwei konsekutiven Tagen in einem Kreuz-Design mit Paralleltests untersucht und alle zufallsverteilt entweder in der ersten oder der zweiten Untersuchungsphase dem Feld des Funktelefons exponiert. Die allgemeine intellektuelle Leistungsfähigkeit, die Lern- und Behaltensleistungen wurden mit Tests sowie verschiedene Aufmerksamkeitsfunktionen mit computergestützten Verfahren untersucht. In keinem kognitiven Bereich zeigten sich statistisch signifikante Leistungsunterschiede zwischen den Testphasen mit bzw. ohne Feldexposition.

Ergebnis: In der von uns durchgeführten kontrollierten Vergleichsstudie waren keine statistisch signifikanten, in unseren Augen: keine biologisch relevanten Einflüsse eines von einem Funktelefon erzeugten elektromagnetischen Feldes auf das Elektroenzephalogramm oder die kognitiven Leistungen des Menschen zu erfassen.

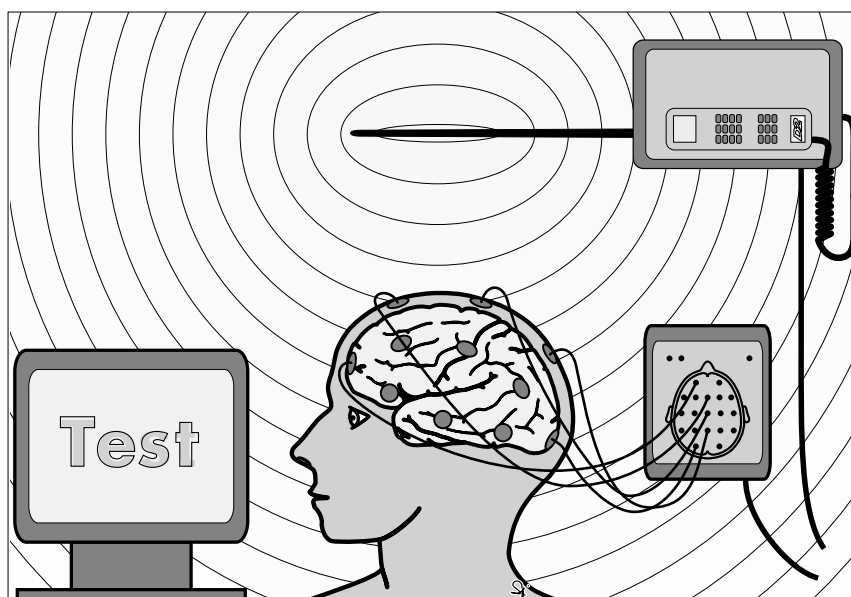
2 Das Konzept der Untersuchung

In der vorliegenden Studie wurde der Einfluß eines elektromagnetischen Wechselfeldes auf die Funktion des menschlichen Gehirns untersucht. Das Feld wurde von einem handelsüblichen D-Netz-Mobiltelefon im Sendebetrieb erzeugt. Die Funktion des menschlichen Gehirns wurde mit 2 verschiedenen Methoden überprüft, welche die Gesamtuntersuchung in zwei Teile gliedern lassen. Im 1. Teil wurde der Einfluß des HF-Feldes auf das Elektroenzephalogramm (EEG) untersucht. Die EEG-Ableitung ist in der Neurophysiologie wie in der klinischen Neurologie für die Untersuchung von Funktionsstörungen des Gehirns als Standardmethode eingeführt; das EEG selbst besteht in dem von den Nervenzellen des Gehirns ausgehenden, von der Kopfoberfläche ableitbaren elektrischen Wechselfeld.

Im 2. Teil der Untersuchung wurde eine Reihe von neuropsychologi-

schen Testuntersuchungen durchgeführt und damit die geistige Leistungsfähigkeit unter dem Einfluß des HF-Feldes geprüft.

- Die Untersuchung erfolgte einfach blind (den Probanden war zu keinem Zeitpunkt bekannt, ob das Funktelefon eingeschaltet war oder nicht, dem Untersucher war bei der vorläufigen Betrachtung der EEG-Kurven nicht, bei der weiteren Auswertung jedoch bekannt, ob es sich um das EEG eines Probanden mit oder ohne Befeldung handelte. Während der neuropsychologischen Testuntersuchung war dem Untersucher bekannt, ob das Wechselfeld eingeschaltet war oder nicht. Die einfach blinde Methodik bedeutet keine Einschränkung für die Ergebnisse, da diese von Untersucherentscheidungen unabhängig errechnet wurden).
- Die EEG-Untersuchung erfolgte als interindividuelle Vergleichsuntersuchung (eine Hälfte der Probanden wurde dem Funktelefon-Feld ausgesetzt, die andere nicht).
- Die Untersuchung erfolgte als intraindividuelle Vergleichsuntersuchung über die Zeit (EEG-Untersuchung der exponierten Probanden in drei Zeitabschnitten zu je 10 Minuten ohne / mit / ohne Exposition; neuropsychologische Untersuchung mit Paralleltests an aufeinanderfolgenden Tagen ohne / mit bzw. mit / ohne Exposition).



Versuchsaufbau

Die Untersuchung erfolgte in einem speziell hergerichteten Untersuchungsraum nach den Spezi-

fikationen des FGF-Projektes („HF-Design eines Meßplatzes zur Untersuchung möglicher biologisch-zerebraler Effekte im niederfrequent gepulsten Hochfrequenzfeld“, Projektverantwortlicher Prof. Dr.-Ing. V. Hansen).

3 Grundlegende Vorbemerkungen

Die entwicklungsgeschichtlich jüngsten biologischen Leistungen sind die beim Menschen zu beobachtenden geistig-seelischen Funktionen des Gehirns. In einer gewissen Vereinfachung gilt, daß diese entwicklungsgeschichtlich jüngsten Leistungen durch äußere Einflüsse leichter störbar sind als entwicklungsgeschichtlich ältere. Die diese Leistungen ermöglichenden Funktionen des Gehirns sind durch chemische und elektrische Vorgänge gekennzeichnet. Die Leistungen wie die Funktionsstörungen des Gehirns können daher einerseits mittels Prüfungen der geistig-seelischen Fähigkeiten, also neuropsychologischen Testuntersuchungen und andererseits mittels Untersuchungen der elektrischen bzw. chemischen Vorgänge geprüft werden. Letztere sind nur mit niedrigem zeitlichen Auflösungsvermögen und erheblichem technischen Aufwand zu untersuchen und bleiben im vorliegenden Projekt außer Betracht.

Die geistig-seelischen Leistungen des Gehirns zeigen erhebliche interindividuelle Unterschiede und unterliegen nicht unerheblichen intraindividuellen Schwankungen in Abhängigkeit von Aufmerksamkeitsstimulation, Konzentration, tageszeitlichen Einflüssen, Medikamenten- und Alkoholwirkungen

usw. Die geistig-seelischen Funktionen des Gehirns sind angesichts dieser modifizierenden Einflüsse gegenüber weiteren anderen äußeren Einflüssen verhältnismäßig robust, so daß geringe weitere Störeinflüsse durch die vorgenannten weitgehend oder vollständig überdeckt werden können. Aus diesem Grunde ist es zweckmäßig und notwendig, sowohl neuropsychologische Untersuchungen der geistig-seelischen Leistungen als auch Untersuchungen elektrischer Vorgänge des Gehirns auszuführen.

Neuropsychologie ist eine Teildisziplin, die in der Hauptsache von Psychologen und Neurologen repräsentiert wird. In der Forschung fließen vor allem in jüngster Zeit aber nicht nur Medizin und Psychologie, sondern auch Humanbiologie, organische Chemie, Informatik und andere zu den sogenannten „Neurowissenschaften“ gehörende Teildisziplinen zusammen. Ihr Kernstück ist die menschliche Informationsverarbeitung und das neuroanatomische Substrat. Für die Neuropsychologie bedeutet dies den Versuch, mit der Anwendung neuropsychologischer Testverfahren in Korrelation mit modernen bildgebenden, aber auch neurophysiologischen Verfahren wie dem EEG Zusammenhänge zwischen Hirnregionen zu analysieren, denen eine Schlüsselrolle z.B. für Aufmerksamkeit, Wahrnehmung und Gedächtnis zugewiesen wird. Die Neuropsychologie bietet inzwischen zahlreiche diagnostische Verfahren, die eine quantitative Einschätzung der Störung kognitiver Hirnfunktionen erlauben.

Das EEG des Menschen wird üblicherweise mit Oberflächenelektroden von der Kopfhaut abgeleitet und stellt die durch Schädelkno-

chen und Kopfhaut gedämpfte elektrische Summenfunktion der Nervenzellen von der Hirnoberfläche dar. Das üblicherweise abgeleitete EEG weist ein verhältnismäßig gutes zeitliches Auflösungsvermögen (ca. 3 ms) auf, zeigt jedoch andererseits erhebliche interindividuelle Unterschiede und sehr ausgeprägte intraindividuelle Schwankungen, vorwiegend in Abhängigkeit von der momentanen Wachheit bzw. leichten Schläfrigkeit. In der Diskussion eines möglichen schädlichen Einflusses von elektromagnetischen Wechselfeldern auf das Gehirn sind grundsätzlich am ehesten Einflüsse auf das EEG denkbar. Sofern Einflüsse von Vigilanzschwankungen hinreichend kontrolliert werden können, stellt daher das EEG die nächstliegende Methode zur Überprüfung möglicher schädlicher Einflüsse elektromagnetischer Wechselfelder auf das Gehirn dar.

In verschiedenen Untersuchungen des Herrn L. von Klitzing waren bei unterschiedlichen Versuchsanordnungen Effekte beschrieben worden [9]. Die veröffentlichten Daten hatten eine präzise Beurteilung der als Effekt der elektromagnetischen Felder beschriebenen Veränderungen nicht zugelassen. In einer ausführlich dokumentierten gemeinsamen Untersuchung der CETECOM GmbH mit Herrn von Klitzing hatten die dokumentierten Untersuchungsergebnisse den Verdacht erweckt, daß die als Befeldungseffekt bezeichneten EEG-Veränderungen zumindest z.T. durch mangelhaft kontrollierte Vigilanzveränderungen (Wegdämmern oder Einschlafen) verursacht sein könnten [2]. Daher war diesem Gesichtspunkt in der vorliegenden Untersuchung besondere Aufmerksamkeit zu widmen.

4 Methoden: Allgemeines

4.1 Probandenstichprobe und Versuchsablauf

An der Studie haben insgesamt 54 Probanden im Alter von 20 - 38 Jahren teilgenommen. Die meisten davon waren Medizin- oder Psychologie-Studenten. (4 Probanden hatten in den letzten 24 Stunden Alkohol und ein Proband hatte Cannabis konsumiert; die Probanden wurden nicht ausgeschlossen, da ein störender Einfluß auf die Untersuchung nicht anzunehmen ist.) Alle haben nach der von der Ethikkommission genehmigten Einverständniserklärung der Untersuchung zugestimmt. In einer ausführlichen Voruntersuchung mit allgemeiner Anamnese und klinisch-neurologischer Untersuchung ergaben sich keine Hinweise auf neurologische, psychiatrische oder körperliche Erkrankungen.

Für jeden Probanden wurden 2 Termine angesetzt; insgesamt wurden ca. 4 Stunden am ersten Tag und 2,5 Stunden am zweiten Tag für beide Studien benötigt.

Am ersten Untersuchungstermin wurde der Proband zunächst neurologisch untersucht. Nach Prüfung der genannten Ausschlußkriterien wurde ein psychometri-

sches Verfahren zur Bestimmung des allgemeinen verbal-intellektuellen Leistungsniveaus (Mehrfachwahl-Wortschatztest B [MWTB] [6]) eingesetzt. Darüber hinaus wurden Angaben zur Lateralität (Händigkeit, Äugigkeit, Füßigkeit) erhoben. Dieser Eingangsuntersuchung schloß sich die EEG-Registrierung an.

Für die EEG-Untersuchung wurden die Probanden nach dem Zufallsprinzip der Kontroll- oder Expositionsgruppe zugeordnet. Mittels eines Permutationsplans wurde darauf geachtet, daß die Zahl der Untersuchten in den beiden Gruppen zu jeder Zeit annähernd gleich verteilt war. Wegen technischer Artefakte wurden die Daten zweier Probanden von der Auswertung ausgeschlossen. Eine Versuchsperson war über die festgelegte Zeit hinaus exponiert. Bei der anderen mußte die EEG-Registrierung nach einem Rechenerausfall wiederholt werden. Dabei wurde der Proband zu unruhig; die Bewegungsartefakte führten zu einer starken Überlagerung über das eigentliche EEG-Signal. Die Analyse basiert daher auf 52 Probanden. Tabelle 1 zeigt die Angaben über das durchschnittliche Alter und das Geschlecht bezüglich der Versuchsbedingungen.

Am zweiten Untersuchungstermin wurden die neuropsychologischen Tests zu Gedächtnis und Aufmerksamkeit durchgeführt.

	m / w	mittl. Alter (SD)
Ohne Exposition (n=27)	13/14	25.59 (4.02)
Mit Exposition (n=25)	12/13	26.40 (4.37)

Tabelle 1: Geschlecht und mittleres Alter bzgl. der Versuchsbedingung (n = Anzahl der Probanden, m = männlich, w = weiblich, SD = Standardabweichung)

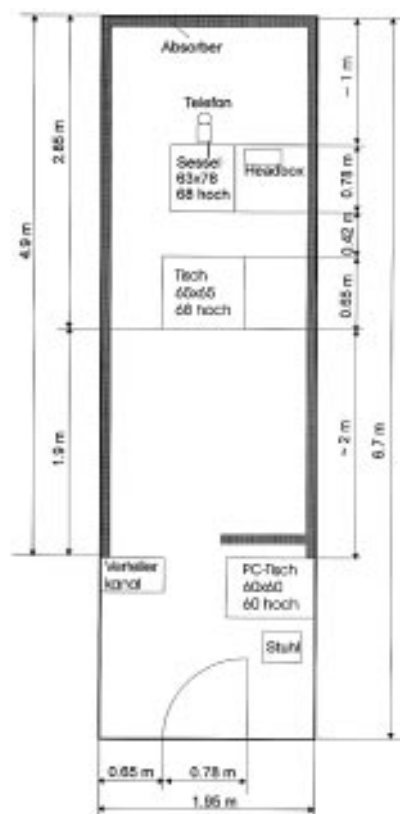


Abbildung 1: Skizze des Testraumes mit Ausstattung und deren Anordnung

4.2 Versuchsanordnung

Im Rahmen des Forschungsprojekts „HF-Design eines Meßplatzes zur Untersuchung biologischer zerebraler Effekte in niederfrequent gepulsten Hochfrequenzfeldern“ (kurz: HF-Design-Projekt, Projektverantwortlicher: Prof. Dr.-Ing. V. Hansen) wurde der Untersuchungsraum so gestaltet, daß Interferenz- und Resonanzeffekte weitgehend bedämpft waren und eine reproduzierbare Feldstärke am Ort des Probanden bestand. Die 3 Seitenwände und die Decke des Raumes waren mit Absorberplatten vom Typ RANTEC FLAT LAMINATE ABSORBER FL 450 verkleidet. Das im Raum befindliche Mobiliar, wie Probandensessel, Tische, Halterung für Mobiltelefon

usw., bestand aus Materialien wie Holz und Kunststoffen, die eine möglichst geringe Feldverzerrung erzeugen [3].

Eine Skizze des Testraumes mit der Anordnung der Ausstattung zeigt Abbildung 1. Die Halterung für das Funktelefon war etwa 1 m von der Stirnseite entfernt, direkt davor stand ein Sessel für den Probanden, der eigentlichen Meßplatz. Waagrecht und zentrisch über dem Sessel befand sich die Antenne des Mobiltelefons. Vor dem Sessel stand ein Ablagetisch und rechts daneben die Elektrodenanschluß-Box, ein Bestandteil der EEG-Meßapparatur. Der Computer zur Datenaufnahme wurde in der Nähe der Tür angeordnet und mit einer Absorberplatte abgeschirmt, um lokale Feldveränderungen möglichst klein zu halten und eine direkte Einkopplung des HF-Feldes in den Rechner zu vermeiden.

Das Mobiltelefon (D-Netz Mobile Station von Motorola, Package: S2604AAF, Modell: CCUF2170A, MSN: 910RSN2912) wurde wie folgt eingestellt:

- Kanal: 121,
- Frequenz: 914,2 Mhz,
- Ausgangsleistung: 8 Watt (nominal).

Die Tonausgabe des Mobiltelefons wurde ausgeschaltet. Mittels eines Verlängerungskabels konnte das Mobiltelefon vom Kontrollplatz ein- bzw. ausgeschaltet werden, ohne daß der Proband den Schaltungsvorgang merkte. Der Betriebszustand des Mobiltelefons konnte mittels eines Analoganzeigers (μ A-Meter) optisch kontrolliert werden. Der Abstand zum Probandenkopf war im Rahmen des „HF-

Meßplatz“-Projekts [3] unter Beachtung der Grenzwerte in DIN VDE 0848 festgelegt. In der DIN VDE 0848 Teil 2: 1991-10 wird für zeitlich unbegrenzten Aufenthalt ein Grenzwert von 41,4 V/m für die elektrische Feldstärke angegeben. Der Abstand von 45 cm war so gewählt, daß dieser Wert im Bereich des Kopfes der Versuchsperson knapp erreicht wurde. Unter normalen Betriebsbedingungen des verwendeten Funktelefon-Typs wird der Abstand zwischen Kopf und Antenne in der Regel deutlich größer, die Feldstärke dementsprechend geringer sein.

Die neuropsychologische Untersuchung wurde in dem gleichen Raum durchgeführt. Vor dem Probanden stand ein Holztisch zur Aufstellung der psychometrischen Testeinrichtungen (Bildschirm und Tastatur). Um unerwünschte Störfelder auf das HF-Feld zu minimieren, wurde der für die computergesteuerten Testverfahren verwendete Aufnahmerechner vom Probanden entfernt hinter weiteren Absorbern aufgestellt.

5 EEG-Untersuchung

5.1 EEG-Registrierung

Die EEG-Registrierung erfolgte über ein digitales EEG-Gerät mit der Software Neurofile II der Firma Nihon-Kohden, bestehend aus einer Elektrodeneingangsbox (AG-521JE, kurz „Headbox“), einem PC (IBM-kompatibel, Cyrix 486-66) und einer Interface-Karte zur Signalaufbereitung (HP-PCI). In der Headbox befanden sich der Vorverstärker, ein Analogfilter

und ein A/D-Wandler mit folgenden Eigenschaften:

- *Vorverstärker:*
Eingangswiderstand: 100 MOhm
Gleichtaktunterdrückung: 105 dB
- *Analogfilter:*
Zeitkonstante: 10 Sekunden
Hochpaß: 0,016 Hz
Tiefpaß: 300 Hz
- *A/D-Wandler:*
1000 Hz Abtastrate
16 Bits Auflösung
1 Digit entspricht 0,097 μ V

Insgesamt standen 40 Ableitkanäle zur Verfügung. Jede Kanalnummer ist einer Elektrodenbezeichnung zugeordnet.

Zur Ableitung der Hirnströme wurden Silber-Silberchlorid-Elektroden mit einer Gummibandhaube entsprechend dem internationalen 10/20-System an 23 Positionen angebracht (Abbildung 2). Die obersten Zellschichten der Kopfhaut wurden mit einem Glasfaserstift entfernt, um den Übergangswiderstand zwischen Haut und Elektroden unter 10 kOhm zu halten. Die Elektrodenkabel waren etwa 0,5 m lang und nicht abgeschirmt.

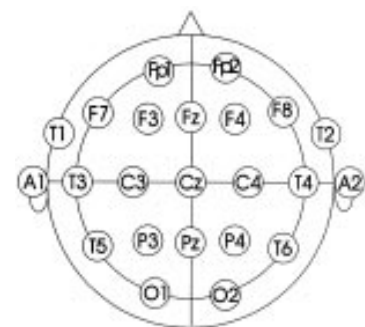


Abbildung 2:
23 Ableitpunkte nach 10/20-System

Die Ableitung erfolgte unipolar gegen eine vom Ableitegerät vorgegebene Verstärkerreferenz (Mittelwert von F3 und F4, Kanalnummer 3 und 4). Die vertikalen Augenbewegungen wurden mit Elektroden über und unter dem rechten Auge erfaßt (Elektrookulogramm EOG). Die Herzaktion wurde mit Elektroden am linken und rechten Arm aufgezeichnet (EKG). Auf einem weiteren Kanal wurde das Signal der externen Taste aufgezeichnet, welche der Proband in regelmäßigem zeitlichen Abstand zur Vigilanzkontrolle drücken sollte. Schließlich wurde das HF-Signal im Falle der Feldexposition über einen weiteren Kanal des EEG-Gerätes aufgezeichnet.

Es wurden 30 von 40 verfügbaren Kanälen genutzt. Die Zuordnung der EEG-Elektroden zu den Kanalzeichnungen der Datenaufzeichnung stellt Tabelle 2 dar.

Die digitalisierten Daten, wie sie die Headbox lieferte (40 Kanäle x 1000 Datenpunkte pro Sekunde, 16 Bit Datenbreite), wurden zuerst auf die Festplatte abgespeichert. Von der Aufnahme-Software „Neurofile“ (Nihon Kohden) wurde die Abtastrate auf 256 Datenpunkte pro Sekunde reduziert, die Datenbreite auf 8 Bit komprimiert und nur die belegten Kanäle für die weitere Analyse mit der Auswertesoftware „Neurofile“ auf die Fest-

platte abgelegt. Nach jeder Registrierung wurden die Daten auf eine magneto-optische Platte (230 MB) übertragen und damit freier Speicherplatz für die nächste Registrierung bereitgehalten.

5.2 EEG-Untersuchung

Die Untersuchung fand vormittags von 9 bis 11 Uhr statt. Der Proband wurde hinsichtlich des Zieles der Untersuchung in Kenntnis gesetzt, war jedoch blind bzgl. der Gruppenzuordnung zu Exposition bzw. Nicht-Exposition. Es wurde darauf geachtet, daß er möglichst entspannt sitzen konnte, um Bewegungsartefakte und Muskelanspannung zu vermeiden. Zur Kontrolle der Vigilanz wurde der Proband gebeten, die Augen geschlossen zu halten, nach eigenem Tempo von 1 bis 10 zu zählen und dann jeweils auf die Taste zu drücken.

Nach Befestigung der Elektroden (ca. 20 Minuten) fand ein Probeauflauf (ca. 1 - 2 Minuten) statt, um z.B. pulsabhängige und Elektroden-Artefakte zu beseitigen. Um die Augenbewegungsartefakte zu verringern, wurden von Proband 5 an die Augen zusätzlich mit Tupfern zugedeckt.

Die reine Meßzeit betrug 30 Minuten. Nach jeweils 10 Minuten

wurde dem Probanden die Zeit angesagt. Falls der Proband zu der Expositionsgruppe gehörte, wurde das Mobiltelefon in der 10. Minute ein- und in der 20. Minute ausgeschaltet.

5.3 Datenanalyse

Die Weiterverarbeitung der EEG-Signale erfolgte über die Berechnung der normierten Spektralleistung. Diese kann für die visuelle Auswertung sehr plausibel in einem Leistungs-Frequenz-Zeit-Diagramm über die Untersuchungszeit von 30 Minuten dargestellt werden.

Das linke Bild in der Abbildung 3 zeigt solch ein Diagramm. Es ist ein dreidimensionales Diagramm, wobei die Zeit in min auf der Ordinate und die Frequenz in Hz auf der Abszisse aufgetragen ist, und die errechneten Leistungswerte in dB als dritte Dimension dargestellt sind. Die Leistungswerte sind in 11 Stufen eingeteilt, und jede Stufe ist jeweils einer Farbe zugeordnet. Die höchste Stufe hat die Farbe Rot und die niedrigste die Farbe Blau. Der Wertebereich der jeweiligen Stufe kann aus der Farbskala, die rechts oben in der Abbildung 3 steht, entnommen werden. Rechts unter dem Diagramm ist der Zahlenwert der ma-

Kanal Elektrode	1 Fp2	2 Fp1	3 F4	4 F3	5 C4	6 C3	7 P4	8 P3	9 O2	10 O1	11 F8	12 F7
Kanal Elektrode	13 T4	14 T3	15 T6	16 T5	17 Fz	18 Cz	19 Pz	23 A2	24 A1	25 T2	26 T1	
Kanal Elektrode	27 EKG (li)	28 EKG (re)	29 EOG (o)	30 EOG (u)	31 Funk (+)	32 Funk (-)	40 Taste					

Tabelle 2: Elektroden-Kanalzuordnung

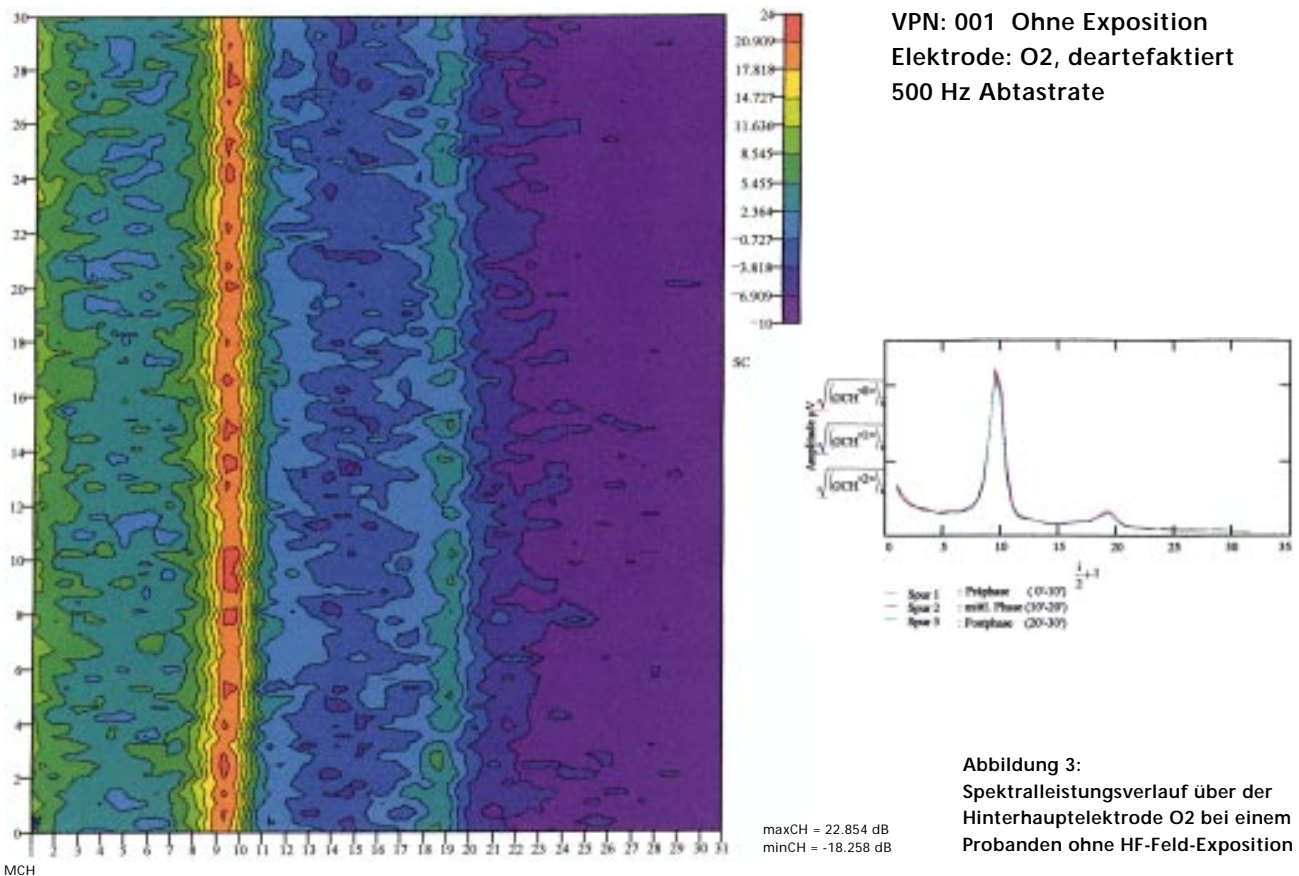


Abbildung 3:
 Spektralleistungsverlauf über der Hinterhauptelektrode O2 bei einem Probanden ohne HF-Feld-Exposition

ximal und minimal vorhandenen Leistung angegeben.

Das Diagramm vermittelt dem Betrachter einen kontinuierlichen Verlauf der Leistung in der Zeit und in der Frequenz. Tatsächlich können die Leistungswerte nur punktwise errechnet werden, die dazwischen liegenden Werte werden mittels Interpolation ermittelt.

Um die Unterschiede in den Untersuchungsphasen (Präphase, mittlere Phase, Postphase) visuell besser zu erfassen, werden die Amplitudenspektren über dem jeweiligen Zeitintervall gemittelt und in einem Diagramm als Kurve gegenübergestellt (rechtes Diagramm der Abbildung 3). Die Frequenzen von 1 bis 31 Hz sind auf

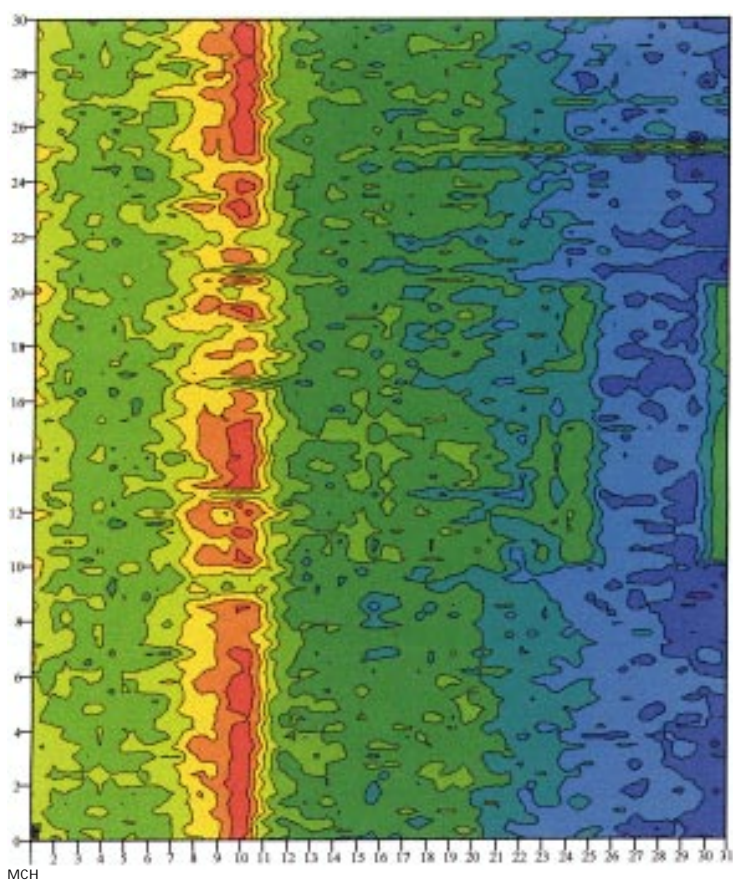
der Ordinate, die Zeit ist auf der Abszisse aufgetragen.

Die vorhandene Auswerte-Software „Neurofile“ verarbeitet den mit 256 Hz abgetasteten und komprimierten Datensatz und setzt damit voraus, daß die gemessenen EEG-Signale nur Frequenzen unterhalb 128 Hz (Nyquist-Frequenz) enthalten. Diese Voraussetzung ist bei einer routinemäßigen klinisch-neurologischen Untersuchung stets gegeben, da die Amplituden des natürlichen EEG oberhalb von etwa 20 -30 Hz sehr niedrig sind.

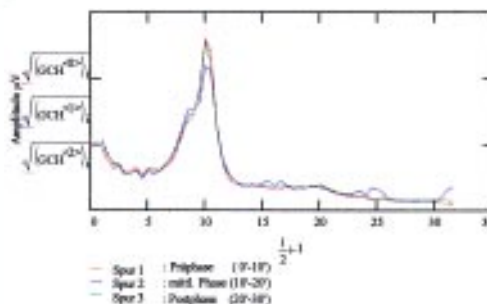
Im Rahmen dieses Forschungsvorhabens war eine Einkoppelung der 217 Hz-Komponente des HF-Signals in das EEG zu beobachten. Dieses Signal lag oberhalb der Nyquist-Frequenz und täuschte bei der Ab-

tastfrequenz von 256 Hz langsame Veränderungen im betrachteten Frequenzbereich 0 - 30 Hz bei ca. 15 - 17 Hz, bei 22,5 - 25,5 Hz und über 29,5 Hz vor. Zur Vermeidung dieser Einspiegelungen mußte die erforderliche Abtastrate mindestens größer als 434 Hz sein. Da das Aufnahme-Programm von Nihon-Kohden die Meßdaten sowohl in 256 Hz als auch in 1000 Hz abspeicherte, bestand die Möglichkeit, die Abtastfrequenz auf 500 Hz zu erhöhen (s. Abs. 5.1), indem jeder zweite Datenpunkt aus dem mit 1000 Hz abgetasteten Meßdaten extrahiert wurde. Sie bildeten die Grundlage für die weitere Auswertungen.

Abbildung 4 stellt die Ergebnisse der Spektralanalyse mit 256 Hz Abtastrate und Abbildung 5 die

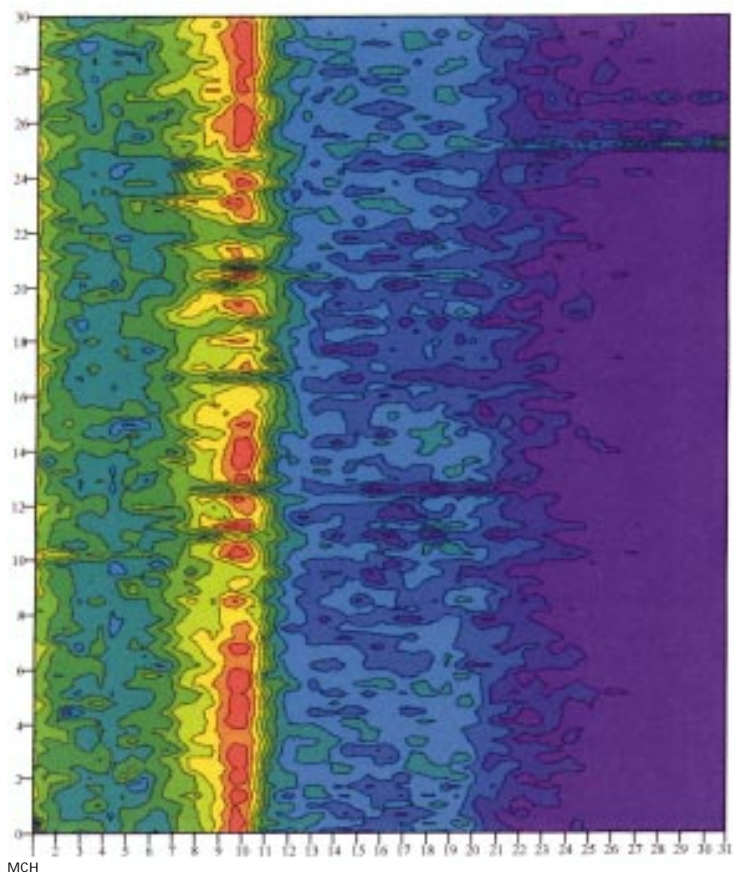


VPN: 012 Mit Exposition
 Elektrode: O1, artefaktbehaftet
 256 Hz Abtastrate

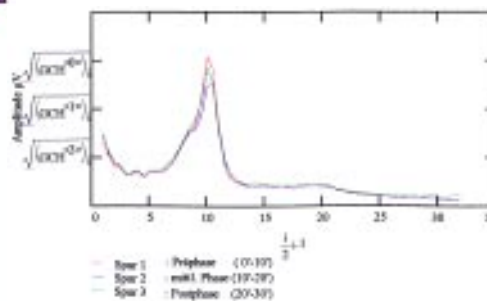


maxCH = 31.326 dB
 minCH = -5.528 dB

Abbildung 4:
 Spektralleistungsverlauf von
 Proband Nr. 012, Elektroden-
 position O1 mit 256 Hz Abtastrate



VPN: 012 Mit Exposition
 Elektrode: O1, artefaktbehaftet
 500 Hz Abtastrate



maxCH = 18.354 dB
 minCH = -17.026 dB

Abbildung 5:
 Spektralleistungsverlauf von
 Proband Nr. 012, Elektroden-
 position O1 mit 500 Hz Abtastrate

Ergebnisse der Spektralanalyse mit 500 Hz Abtastrate bei einem Feld-exponierten Probanden zum Vergleich beispielhaft dar. Die Einspiegelung der Funktelefon-Modulationsfrequenz in dem untersuchten Frequenzbereich ist in Abbildung 4 während der 11. bis 20. Minute deutlich, in Abbildung 5 dagegen nicht mehr zu sehen.

Die Berechnung der normierten Spektralleistung und ihre graphische Darstellung werden nachfolgend näher erläutert.

5.3.1 Berechnung der normierten Spektralleistung

Für jeden Probanden standen 3 Meßphasen x 600 Sekunden = 1800 Sekunden lange EEG-Aufzeichnungen zur Verfügung. Zur Spektralanalyse mußten sie zuerst in Epochen aufgeteilt werden. Bei einer Epochendauer von 2 Sekunden wären 26 Elektrodenpositionen x 900 Epochen = 23.400 Berechnungen durchzuführen.

Diese immense Datenmenge machte eine Datenreduktion notwendig. Die Analyse früherer Untersuchungen [8, 9] war auf 2 oder maximal 4 Ableitungen im okzipitalen und parietalen Bereich (O2, O1, P4 und P3) begrenzt. Daher wurde die EEG-Auswertung in Rahmen der vorliegenden Studie auf die 4 obengenannten Ableitungen und dazu eine im zentralen Bereich (Cz) und 2 Ableitungen im temporalen Bereich (T4, T3) beschränkt (Abbildung 6) (Kanalnummern 7, 8, 9, 10, 13, 14 und 18).

Eine weitere Datenreduktion war mit der Reduktion der vorgegebenen Abtastrate von 1000 Hz auf 500 Hz möglich. Hierbei wurde jeder zweite Datenpunkt aus dem

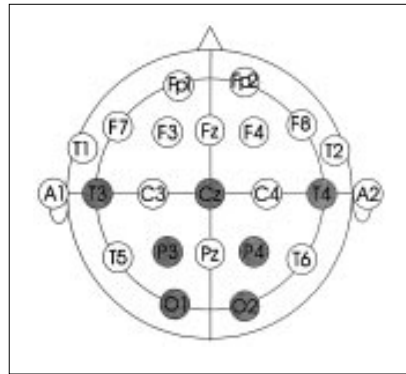


Abbildung 6: Für die Auswertung herangezogene Elektrodenpositionen

mit 1000 Hz abgetasteten EEG-Signal extrahiert. Solch ein Datensatz mit 500 Datenpunkten pro Sekunde

$$x_i^j[\bar{n} \delta t],$$

$$j \in \{P4, P3, O1, O2, T4, T3, Cz\},$$

$$i \in \{1, 2, 3\}$$

bildete die Basis für die Spektralleistungsanalyse. Der Index i kennzeichnet die 3 Meßphasen und der Index j die Elektrodenposition, δt ist das Zeitintervall zwischen 2 Abtastpunkten (2 Sekunden) und \bar{n} ist der Index des einzelnen Datenpunktes, wobei $\bar{n} = 1, \dots, \bar{N}$ mit $\bar{N} = 300.000$ Datenpunkten (600 Sekunden x 500 Datenpunkte pro Sekunde) bedeutet.

In den weiteren Ausführungen werden zur besseren Übersicht die Indizierungen i und j weggelassen. Für jede Meßphase und jede Elektrodenposition wurden gleiche Analysen durchgeführt. Sie gliederten sich dann in folgende Schritte:

1. Die ausgewählten Daten wurden auf μV normiert und in 2 Sekunden lange Epochen aufgeteilt. Jede Epoche bestand aus $N = 1000$ Datenpunkten, und es waren insgesamt $K = 300$ Epochen pro Meßphase vorhanden.

$$y[n, k] = x[n \delta T + kN\delta t],$$

mit $0 \leq n \leq N - 1$ und $0 \leq k \leq K - 1$

2. Von jedem normierten Meßwert $y[n, k]$ wurde der Mittelwert

$$\mu[k] = \frac{1}{N} \cdot \sum_{n=0}^{N-1} y[n, k]$$

in der jeweiligen Epoche subtrahiert, um einen möglichen Gleichanteil zu eliminieren.

3. Über jede dieser Epochen wurde die Blackman-Fensterfunktion

$$w[n] = \frac{1}{0.42} \left\{ 0.42 + 0.5 \cos \left[\frac{2\pi(n - N/2)}{N} \right] + 0.08 \cos \left[\frac{4\pi(n - N/2)}{N} \right] \right\},$$

mit $0 \leq n \leq N - 1$

gelegt, um die Signalleistung zur Epochen-Zentrumszeit zu betonen.

4. Mit Hilfe einer diskreten Fourier-Transformation (DFT) ließen sich nun die normierten komplexen Spektren

$$\tilde{Y}[n, k] = \frac{1}{N} \cdot \sum_{n=0}^{N-1} (y[n, k] - \mu[k]) \cdot w[n] \cdot e^{-j \frac{2\pi n k}{N}},$$

mit $0 \leq n \leq \frac{N}{2} - 1$

und damit die normierte Spektralleistung

$$S[n, k] = |\tilde{Y}[n, k]|^2$$

jeder dieser Epochen berechnen. Aus N Datenpunkten konnten Leistungen für $N/2$ diskrete Frequenzen mit einem Abstand

$$\Delta f = \frac{1}{N \cdot \delta t} = 0.5 \text{ Hz}$$

bestimmt werden.

5. Die Schritte 2 bis 4 wurden für alle Epochen wiederholt.

Die normierte Spektralleistung sowie die Berechnungen und die Erstellung der Diagramme wurden mittels des Programms MathCad Version 5.0 berechnet [2].

5.3.2 Darstellung der Leistungsspektren

Da sich die EEG-Leistung von Natur aus zeitlich sehr stark ändert, mußte für die Darstellung in Leistung-Frequenz-Zeit-Diagrammen eine Kurvenglättung vorgenommen werden. Dazu wurde eine Mittelung

$$MCH[n,l] = \frac{1}{\Delta k} \sum_{m=1}^{\Delta k} S[n,m + l \cdot \Delta k]$$

$$\text{mit } 0 \leq n \leq \frac{N}{2} - 1 \text{ und } 0 \leq l \leq \frac{K}{\Delta k} - 1$$

über Δk Epochen durchgeführt.

Die Anzahl der Epochen bestimmt die zeitliche Auflösung der Darstellung. Wenn die Anzahl der Epochen zu klein gewählt ist, wird die Darstellung zu detailreich und unübersichtlich. Ist die Anzahl der Epochen zu groß gewählt, werden eventuell nennenswerte Veränderungen nicht erfaßt. Als ein angemessener Wert wurde $\Delta k = 10$ Epochen gewählt. Anschließend wurden die Mittelwerte in dB (Zehnerlogarithmus) umgerechnet und auf einen Bereich von max_ges bis min_ges begrenzt. max_ges war etwa der Maximalwert über den ausgewerteten Elektrodenpositionen. min_ges betrug -10 dB.

Zur Darstellung der Farbskala wurden die Werte von SC mittels max_ges und min_ges berechnet. SC ist eine Matrix mit P Zeilen und Q Spalten. Zeilenweise betrach-

tet, sind es parallel laufende Geraden mit gleicher Steigung von

$$\frac{\text{max_ges} - \text{min_ges}}{Q}$$

Q: Anzahl der Spalten bzw. Darstellungsbereich der Y-Achse.

Zum visuellen Amplitudenvergleich der 3 Untersuchungsphasen wurden zuerst die Mittelwerte der Leistung über die jeweiligen Zeitintervalle gebildet.

$$GCH[n,p] = \frac{1}{K} \sum_{m=0}^{K-1} S[n,m + p \cdot K]$$

mit $0 \leq p \leq 2$ und $0 \leq k \leq K - 1$

p kennzeichnet die 3 Untersuchungsphasen und k indiziert die 2 Sekunden langen Epochen innerhalb einer Meßphase. Um die Amplituden darzustellen, wurden die Wurzel aus den berechneten Mittelwerten gezogen.

5.3.3 Artefaktbeseitigung

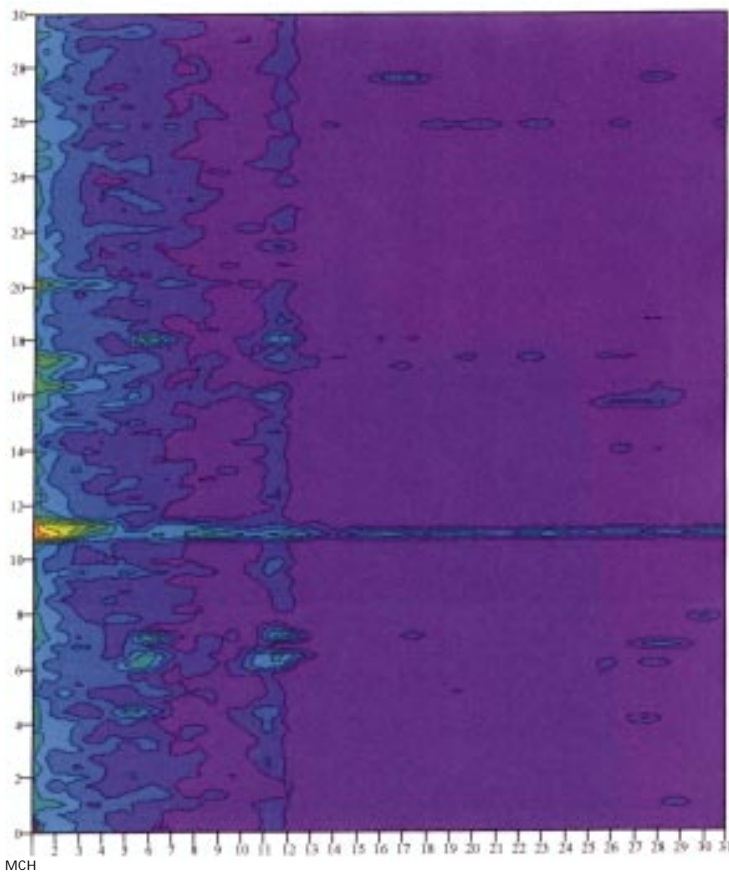
EEG-Ableitungen sind im klinischen Alltag von teilweise leicht erklärbaren Artefakten, teilweise jedoch auch von offensichtlichen Artefakten unbekannter Herkunft gestört. Unter Artefakten werden üblicherweise alle im EEG beobachteten Potentialveränderungen verstanden, die nicht vom Gehirn herrühren. Hierzu gehören vorwiegend Augenbewegungen, Pulswellen von unter den Elektroden verlaufenden Arterien, Kaumuskelanspannungen, Störungen durch Bewegungen des Probanden sowie kurzzeitige Potentiale offensichtlicher technischer Herkunft, welche nicht immer einer bestimmten Ursache zugeordnet werden können. Pulswellenartefakte werden üblicherweise bei der anfängli-

chen Kontrolle vor Eintritt in die eigentliche Ableitphase durch geringfügiges Versetzen der Elektrode eliminiert. Alle übrigen Artefakte treten meist nur in kurzen Zeitabschnitten, für Bruchteile von Sekunden bis zu mehreren Sekunden lang anhaltend auf. Bei der klinischen EEG-Auswertung werden sie durch Nichtbeachtung aus der Auswertung ausgeklammert. Bei einer computergestützten Auswertung würden sie in die weiteren Berechnungen eingehen, so daß sie zuvor eliminiert werden müssen. Dies kann zum einen durch visuelle Kontrolle der Kurve und Kennzeichnung der artefaktgestörten Abschnitte, also nicht ohne Willküreinfluß, geschehen. Wegen größerer Artefakte, vorwiegend Kaubewegungen oder Elektrodenwackeln, wurde die Ableitung nicht unterbrochen. Diese groben Potentialschwankungen wurden mit einem mathematischen Artefaktbeseitigungsverfahren eliminiert.

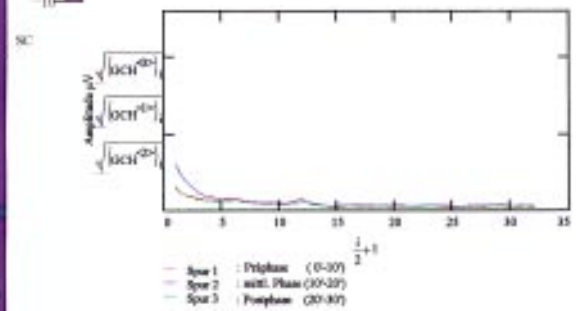
Eine mathematische Artefaktbeseitigung ist, abgesehen von der Methoden- und Parameterwahl, unabhängig von jedem Willküreinfluß. Hierfür wird davon ausgegangen, daß die Bandleistung in der Grundgesamtheit eine normalverteilte Zufallsgröße mit Erwartungswert μ und Varianz σ ist. Anhand der unmittelbar gemessenen Leistung x_i kann man den Mittelwert \bar{x} und die Standardabweichung s und einen Toleranzbereich als

$$\bar{x} - k \cdot s \leq x_i \leq \bar{x} + k \cdot s$$

bestimmen. Der Faktor k gibt die Breite des Toleranzbereichs bzw. den Prozentsatz der Meßwerte an, die zwischen $\pm k \cdot s$ vom \bar{x} aus

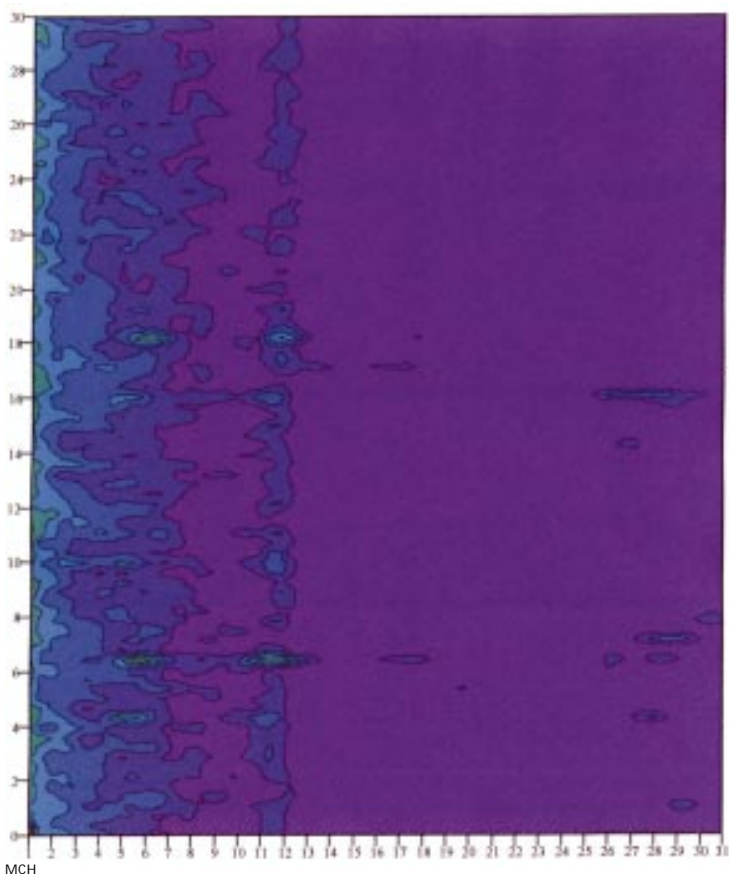


VPN: 008 Mit Exposition
 Elektrode: T4, artefaktbehaftet
 500 Hz Abtastrate

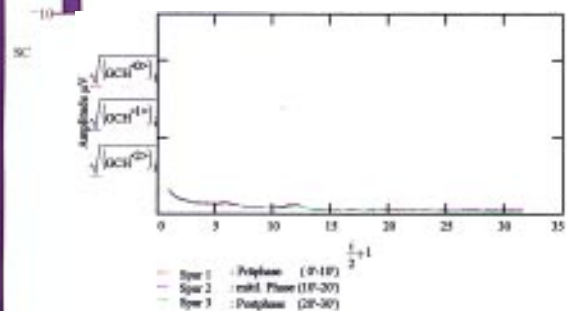


maxCH = 19.941 dB
 minCH = -21.566 dB

Abbildung 7:
 Spektralleistungsverlauf von
 Proband Nr. 008 bei der Elektroden-
 position T4 vor der Deartefaktierung



VPN: 008 Mit Exposition
 Elektrode: T4, deartefaktiert
 500 Hz Abtastrate



maxCH = 6.893 dB
 minCH = -21.116 dB

Abbildung 8:
 Spektralleistungsverlauf von Proband
 Nr. 008 bei der Elektrodenposition T4
 nach der Deartefaktierung

liegen. Für s bzw. 2 x s bzw. 3 x s-Bereiche gilt dann:

68 % der Meßwerte liegen innerhalb der 1 x s Grenzen;

95 % der Meßwerte liegen innerhalb der 2 x s Grenzen;

99 % der Meßwerte liegen innerhalb der 3 x s Grenzen.

Der Prozentsatz ist zugleich die Wahrscheinlichkeit eines Meßwertes, innerhalb der jeweiligen Grenze zu liegen. Meßwerte, die außerhalb der 2 x s-Grenzen liegen, werden mit 5 % Irrtumswahrscheinlichkeit als Ausreißer angenommen.

Die typischen Artefakte im EEG, z.B. die Bewegungen der Augäpfel, der Kaumuskeln etc. haben ein kurzzeitiges Leistungsmaximum vorwiegend im Delta-Band. Deshalb wurde die mittlere Leistung im Delta-Band zur Überprüfung von Ausreißern gewählt.

1. Zuerst wurde die mittlere Leistung im Delta-Band

$$\bar{D}[k] \quad \text{mit } k = 0, \dots, K-1$$

für jede Epoche berechnet und bildete damit die Prüfgröße.

2. Der Mittelwert der Leistung über alle Epochen

$$\bar{D}_{\text{ges}} = \frac{1}{K} \sum_{k=0}^{K-1} \bar{D}[k]$$

und die Standardabweichung

$$SD_{\text{delta}} = \sqrt{\frac{\sum_{k=0}^{K-1} (\bar{D}[k] - \bar{D}_{\text{ges}})^2}{K}}$$

der mittleren Leistung bestimmen die Toleranzgrenze.

Delta:	1 Hz - 3 Hz
Theta:	3,5 Hz - 7 Hz
Alpha:	7,5 Hz - 12 Hz
Beta1*:	12,5 Hz - 17,5 Hz
Beta2*:	18 Hz - 26 Hz
Beta3*:	26,5 Hz - 31,5 Hz

Tabelle 3: Frequenzband-Einteilung

3. Für alle Epochen wurden die mittleren Leistungen im Delta-Band überprüft. Diejenige Epoche, in der die mittlere Leistung im Delta-Band

$$\bar{D}[k] \geq \bar{D}_{\text{ges}} + 2 \cdot SD_{\text{delta}}$$

ist, wurde für die weitere Verarbeitung ausgeschlossen.

4. Der Mittelwert und die Standardabweichung wurden für die verbliebenen Epochen erneut berechnet und die Leistungen am Ausschlußkriterium überprüft. Dieser Schritt wurde so oft wiederholt, bis die mittlere Leistung der so aussortierten Epochen innerhalb der Toleranzgrenze lag.

Abbildung 7 stellt beispielhaft den Spektralleistungsverlauf vor der Artefaktbeseitigung von einem Probanden und Abbildung 8 den Spektralleistungsverlauf nach der Deartefaktierung zum Vergleich dar.

5.3.4 Berechnung der mittleren normierten Bandleistung pro Meßphase

Für die statistische Auswertung wurde die mittlere EEG-Leistung jeder Elektrodenposition in verschiedenen Frequenzbändern in jeder Meßphase berechnet. Sie ergibt sich aus der Mittelung über die Meßphase und über den entsprechenden Frequenzbereich der Wellen. Die Einteilung der Fre-

quenzbänder richtete sich nach der Empfehlung der Deutschen EEG-Gesellschaft [4]. Zusätzlich zu den klassischen Frequenzbändern wurden 3 Beta-Bänder definiert, die in Tabelle 3 durch einen Stern gekennzeichnet sind.

Die mittlere normierte Leistung im Delta-Band pro Meßphase pro Elektrodenposition ist:

$$\bar{D} = \frac{\sum_{k=0}^{K-1} \sum_{n=0}^4 S[n,k]}{K \cdot 5}$$

mit $k = 0, \dots, K-1$ $n = 0, \dots, 4$

Die mittlere normierte Leistung im Theta-Band ist:

$$\bar{T} = \frac{\sum_{k=0}^{K-1} \sum_{n=5}^{12} S[n,k]}{K \cdot 8}$$

mit $k = 0, \dots, K-1$ $n = 5, \dots, 12$

Die mittlere normierte Leistung im Alpha-Band ist:

$$\bar{A} = \frac{\sum_{k=0}^{K-1} \sum_{n=13}^{22} S[n,k]}{K \cdot 10}$$

mit $k = 0, \dots, K-1$ $n = 13, \dots, 22$

Die mittlere normierte Leistung im Beta1-Band ist:

$$\bar{B1} = \frac{\sum_{k=0}^{K-1} \sum_{n=23}^{33} S[n,k]}{K \cdot 11}$$

mit $k = 0, \dots, K-1$ $n = 23, \dots, 33$

Die mittlere normierte Leistung im Beta2-Band ist:

$$\bar{B2} = \frac{\sum_{k=0}^{K-1} \sum_{n=34}^{50} S[n,k]}{K \cdot 17}$$

mit $k = 0, \dots, K-1$ $n = 34, \dots, 50$

Die mittlere normierte Leistung im Beta3-Band ist:

$$\bar{B}_3 = \frac{\sum_{k=0}^{K-1} \sum_{n=51}^{61} S[n,k]}{K \cdot 11}$$

mit $k = 0, \dots, K-1$ $n = 51, \dots, 61$

Der Index k kennzeichnet die Epoche in der Meßphase, der Index n den jeweiligen Frequenzbereich. Der Index n beginnt bei 0 bis 61 und entspricht den Frequenzen von 1 Hz bis 31,5 Hz. S[n,k] ist die normierte Leistung.

5.4 Ergebnisse der EEG-Untersuchung

5.4.1 Statistisches Konzept

Für die statistische Auswertung wurde die mittlere normierte EEG-Leistung in den verschiedenen Frequenzbändern für jede ausgewählte Elektrodenposition in allen 3 Meßphasen berechnet.

Die Expositionsbedingung, Ein- oder Nicht-Einschalten des Mobiltelefons in der 2. Phase (ohne / mit Exposition), definierte die Gruppenzuordnung. Die Mittelwerte der Leistung der verschiedenen Frequenzbänder über den verschiedenen Elektrodenpositionen bildeten die zu untersuchenden Merkmale bzw. abhängigen Variablen (7 x 6 = 42). Für den Gruppenvergleich (ohne / mit Exposition) wurde die EEG-Leistung in der 2. Phase herange-

		Präphase				ohne/mit Expos.-Phase				Postphase			
		ohne Exposition		mit Exposition		ohne Exposition		mit Exposition		ohne Exposition		mit Exposition	
		mean	sd	mean	sd	mean	sd	mean	sd	mean	sd	mean	sd
Delta	Cz	1.31	0.71	1.31	0.75	1.39	0.81	1.24	0.54	1.46	1.05	1.46	1.05
	T3	1.93	0.95	1.75	0.72	2.03	1.09	1.78	0.72	1.94	1.23	1.70	0.69
	T4	2.23	1.18	1.82	0.97	2.14	1.00	1.93	1.04	2.23	1.27	1.93	1.17
	P3	2.86	1.71	2.41	0.99	2.97	1.67	2.38	0.98	3.21	2.44	2.47	1.41
	P4	2.99	1.94	2.35	0.89	3.13	1.99	2.46	0.87	3.17	2.23	2.47	0.95
	O1	4.91	3.80	3.94	1.66	5.01	3.75	3.93	1.51	5.01	3.75	3.97	1.60
	O2	5.02	3.51	4.16	1.51	5.16	3.45	4.10	1.43	5.15	3.54	4.17	1.53
Theta	Cz	0.41	0.30	0.37	0.20	0.44	0.32	0.40	0.25	0.45	0.39	0.45	0.39
	T3	0.64	0.46	0.56	0.41	0.68	0.47	0.64	0.51	0.72	0.58	0.63	0.53
	T4	1.01	0.95	0.75	0.59	0.66	0.40	0.68	0.53	0.70	0.50	0.66	0.53
	P3	0.62	0.38	0.62	0.46	0.96	0.83	0.86	0.76	1.03	0.92	0.86	0.77
	P4	0.94	0.87	0.76	0.65	1.04	0.95	0.84	0.69	1.10	1.03	0.84	0.69
	O1	1.76	1.73	1.37	0.91	2.02	1.96	1.55	1.18	2.02	1.96	1.55	1.20
	O2	1.79	1.61	1.44	0.93	1.92	1.75	1.58	1.19	2.02	1.80	1.64	1.23
Alpha	Cz	0.75	1.24	0.38	0.28	0.72	1.17	0.41	0.33	0.83	1.45	0.83	1.45
	T3	1.20	1.37	0.74	0.55	1.29	1.49	0.83	0.73	1.44	1.77	0.86	0.75
	T4	4.58	6.04	2.95	2.79	1.31	1.63	1.05	1.13	1.45	1.85	1.14	1.21
	P3	1.26	1.48	0.96	0.87	4.26	5.84	2.41	2.15	4.72	6.57	2.75	2.68
	P4	4.30	5.76	2.47	2.33	4.39	5.81	2.74	2.40	4.76	6.08	3.10	2.70
	O1	9.69	11.22	7.03	6.73	10.79	12.28	6.48	6.16	10.79	12.28	7.40	6.45
	O2	10.08	10.49	8.95	10.25	9.71	10.20	7.98	9.76	11.01	11.63	9.02	10.01
Beta1	Cz	0.10	0.10	0.09	0.05	0.10	0.10	0.11	0.06	0.11	0.12	0.11	0.12
	T3	0.23	0.12	0.22	0.14	0.24	0.13	0.24	0.15	0.24	0.13	0.26	0.18
	T4	0.41	0.30	0.45	0.39	0.23	0.12	0.26	0.17	0.23	0.12	0.27	0.17
	P3	0.24	0.14	0.24	0.14	0.37	0.25	0.44	0.32	0.40	0.26	0.49	0.42
	P4	0.37	0.25	0.42	0.38	0.41	0.28	0.49	0.41	0.45	0.38	0.54	0.45
	O1	0.69	0.35	0.88	0.73	0.76	0.43	0.89	0.61	0.76	0.43	1.03	0.81
	O2	0.75	0.45	0.94	0.65	0.74	0.44	0.94	0.63	0.84	0.68	1.05	0.72
Beta2	Cz	0.07	0.08	0.08	0.06	0.08	0.09	0.09	0.06	0.04	0.04	0.04	0.04
	T3	0.16	0.11	0.15	0.12	0.16	0.12	0.15	0.12	0.17	0.14	0.16	0.15
	T4	0.23	0.19	0.21	0.12	0.16	0.09	0.16	0.12	0.15	0.09	0.16	0.12
	P3	0.17	0.13	0.16	0.11	0.22	0.18	0.22	0.14	0.23	0.21	0.23	0.14
	P4	0.22	0.19	0.21	0.13	0.23	0.16	0.22	0.14	0.23	0.19	0.22	0.14
	O1	0.38	0.29	0.37	0.21	0.39	0.30	0.37	0.22	0.39	0.30	0.40	0.25
	O2	0.44	0.49	0.41	0.23	0.41	0.36	0.40	0.24	0.44	0.47	0.43	0.26
Beta3	Cz	0.04	0.04	0.05	0.04	0.04	0.03	0.05	0.04	0.04	0.04	0.04	0.04
	T3	0.08	0.05	0.08	0.08	0.08	0.06	0.08	0.08	0.07	0.07	0.08	0.09
	T4	0.07	0.04	0.08	0.06	0.07	0.05	0.07	0.06	0.06	0.04	0.07	0.06
	P3	0.08	0.09	0.08	0.05	0.07	0.04	0.08	0.05	0.07	0.04	0.08	0.05
	P4	0.07	0.04	0.08	0.05	0.07	0.04	0.09	0.06	0.07	0.03	0.08	0.05
	O1	0.11	0.05	0.12	0.07	0.11	0.05	0.13	0.08	0.11	0.05	0.15	0.13
	O2	0.11	0.07	0.13	0.07	0.12	0.07	0.13	0.08	0.12	0.08	0.14	0.08

Tabelle 4: Gruppenmittelwerte der normierten EEG-Leistung

zogen, da nur in dieser Phase das Mobiltelefon eingeschaltet war.

5.4.2 Die Mittelwerte der normierten EEG-Leistung

Die Gruppenmittelwerte über den verschiedenen Elektroden und verschiedenen Frequenzbändern zeigt die Tabelle 4.

Die Abbildungen 9 bis 14 stellen die Mittelwerte in den verschiedenen Frequenzbändern graphisch dar.

5.4.3 Die varianz-analytischen Vergleiche

In einer multivariaten Varianzanalyse können die Mittelwerte über alle obengenannten Variablen gleichzeitig überprüft werden. Dies zeigt auf, ob mindestens ein Mittelwertunterschied in einer der Variablen zwischen den Gruppen aufgrund der Exposition signifikant ausfällt.

In einer univariaten Varianzanalyse kann für die 7 ausgewählten

Elektrodenpositionen und die 6 Frequenzbänder entschieden werden, in welchem Ausmaß die einzelne Variable am Zustandekommen der Gesamtvarianz beteiligt ist.

In einer zweifaktoriellen Varianzanalyse (mit Meßwiederholung) kann überprüft werden, ob die Expositionsbedingung die mittlere Leistung der verschiedenen Frequenzbänder über den verschiedenen Elektrodenpositionen signifikant ändert. Hier-

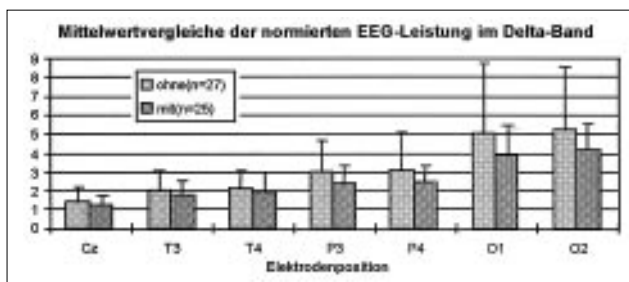


Abbildung 9: Mittelwertvergleiche der normierten EEG Leistung über den verschiedenen Elektrodenpositionen im Delta-Band

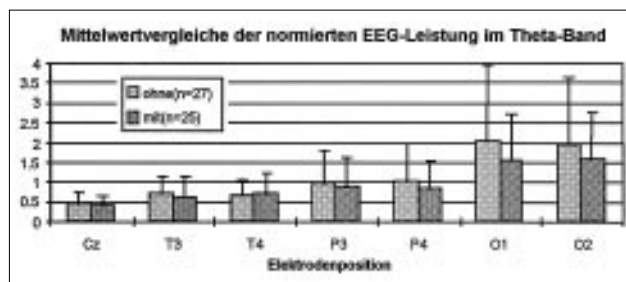


Abbildung 10: Mittelwertvergleiche der normierten EEG Leistung über den verschiedenen Elektrodenpositionen im Theta-Band

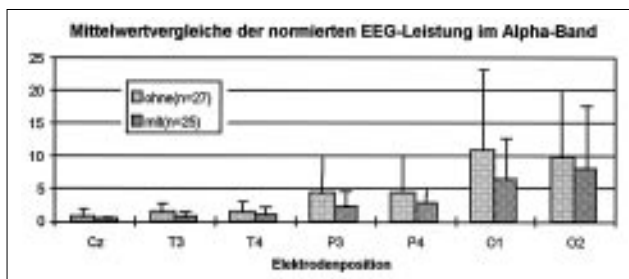


Abbildung 11: Mittelwertvergleiche der normierten EEG Leistung über den verschiedenen Elektrodenpositionen im Alpha-Band

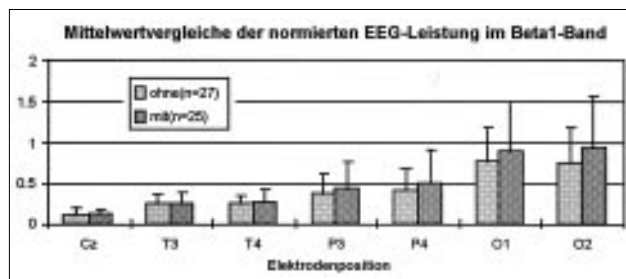


Abbildung 12: Mittelwertvergleiche der normierten EEG Leistung über den verschiedenen Elektrodenpositionen im Beta1-Band

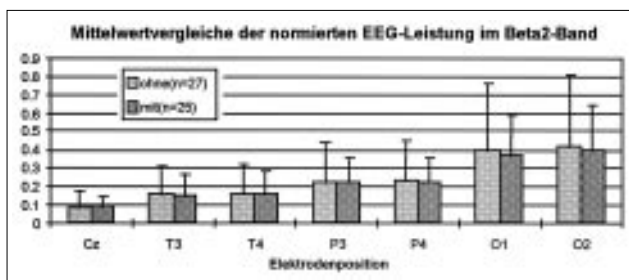


Abbildung 13: Mittelwertvergleiche der normierten EEG Leistung über den verschiedenen Elektrodenpositionen im Beta2-Band

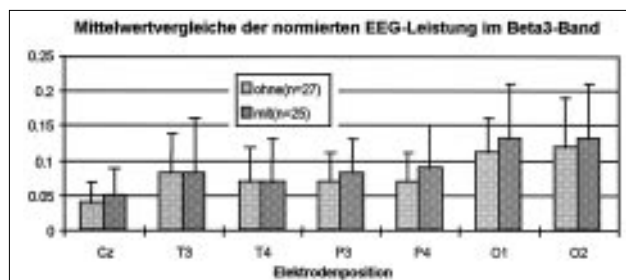


Abbildung 14: Mittelwertvergleiche der normierten EEG Leistung über den verschiedenen Elektrodenpositionen im Beta3-Band

bei werden die 3 Meßphasen miteinander verglichen, um die zeitliche Veränderung zu erfassen und ob diese auf die Expositionsbedingung zurückzuführen ist.

Die Varianzanalyse setzt die Normalverteilung der Prüfvariablen in der Grundgesamtheit und die Homogenität der Varianzen in den zu vergleichenden Gruppen voraus. Zur Überprü-

fung der Normalverteilung wurde der Kolmogorov-Smirnov-Test, zur Überprüfung der Homogenität der Varianzen der Levene-Test benutzt. Normalverteilung und Homogenität der Varianzen waren nicht bei allen Variablen gegeben. Trotzdem wurde die Varianzanalyse eingesetzt, denn sie gilt als robust gegenüber der Verletzung der Voraussetzungen bei großem Stichprobenumfang [1].

5.4.4 Voraussetzung: Normalverteilung

Tabelle 5 zeigt den Test auf Normalverteilung nach Kolmogorov-Smirnov.

5.4.5 Voraussetzung: Varianzhomogenität

Tabelle 6 zeigt den Levene-Test zur Überprüfung der Varianzhomogenität.

		Präphase				ohne/mit Expos.-Phase				Postphase			
		ohne Exposition		mit Exposition		ohne Exposition		mit Exposition		ohne Exposition		mit Exposition	
		K-S Z	p	K-S Z	p	K-S Z	p	K-S Z	p	K-S Z	p	K-S Z	p
Delta	Cz	0.7194	0.6788	0.9407	0.3391	0.7203	0.6772	1.1217	0.1614	1.0152	0.254	0.9584	0.3173
	T3	0.8307	0.4951	0.7236	0.6717	1.1891	0.1183	0.81	0.5279	1.7099	0.0058	0.8636	0.4449
	T4	0.9493	0.3283	0.966	0.3083	0.8873	0.4106	1.2064	0.1089	1.0129	0.2564	1.1367	0.1508
	P3	1.1664	0.1316	0.7402	0.6437	1.0601	0.2111	0.6163	0.842	1.2101	0.1069	1.105	0.1738
	P4	1.1365	0.151	0.5955	0.8702	0.9165	0.3704	0.6297	0.8228	0.983	0.2887	0.6829	0.7394
	O1	1.3293	0.0584	0.6986	0.7136	1.2041	0.1101	0.8515	0.463	1.1732	0.1274	0.7526	0.6228
	O2	1.3662	0.0478	0.557	0.9156	1.3387	0.0555	0.7153	0.6857	0.9945	0.276	0.705	0.7028
Theta	Cz	1.0463	0.2236	0.8227	0.5076	0.9594	0.3161	0.946	0.3325	1.0794	0.1944	1.2183	0.1028
	T3	1.5465	0.0167	1.1555	0.1384	1.223	0.1004	1.1374	0.1504	1.379	0.0446	1.1861	0.12
	T4	1.2838	0.074	1.3369	0.056	0.9319	0.3502	1.1592	0.136	1.026	0.2432	1.3462	0.0533
	P3	1.3746	0.0457	1.0719	0.2007	1.238	0.0933	1.2033	0.1105	1.1922	0.1165	1.2014	0.1115
	P4	1.389	0.0422	0.9243	0.3601	1.1632	0.1336	1.1965	0.1141	1.2192	0.1023	1.3366	0.0561
	O1	1.4205	0.0354	1.0292	0.24	1.0476	0.2224	1.1663	0.1316	1.2555	0.0855	1.1884	0.1186
	O2	1.3162	0.0626	1.0654	0.2064	0.9646	0.3099	1.0373	0.2321	1.0334	0.2359	0.9363	0.3446
Alpha	Cz	1.4995	0.0223	1.0264	0.2427	1.4828	0.0246	1.0225	0.2467	1.5589	0.0155	1.3497	0.0523
	T3	1.3967	0.0404	0.8849	0.414	1.3575	0.0502	1.0915	0.1845	1.3897	0.042	1.1712	0.1287
	T4	1.1903	0.1176	1.1362	0.1512	1.2703	0.0793	1.3143	0.0632	1.2669	0.0807	1.2342	0.0951
	P3	1.5393	0.0175	0.9072	0.3829	1.4668	0.0271	1.0314	0.2378	1.4633	0.0276	1.0552	0.2155
	P4	1.2066	0.1087	1.1059	0.1732	1.2484	0.0886	1.0456	0.2242	1.1752	0.1263	0.9521	0.3249
	O1	1.0622	0.2092	1.0657	0.2061	1.1348	0.1522	1.1007	0.1772	1.1087	0.171	0.9216	0.3636
	O2	1.0322	0.2371	1.2442	0.0905	1.1145	0.1667	1.4247	0.0345	1.1097	0.1702	1.3052	0.0663
Beta1	Cz	1.5183	0.0199	0.67	0.7604	1.3072	0.0656	0.4595	0.9842	1.2835	0.0741	0.6309	0.8209
	T3	0.5918	0.8749	0.8105	0.5271	0.6346	0.8154	0.6626	0.7722	0.7163	0.684	0.7571	0.6152
	T4	0.7126	0.6902	0.651	0.7905	0.7547	0.6193	0.7761	0.5835	0.8422	0.4773	0.7205	0.6769
	P3	1.0104	0.2591	1.4242	0.0346	0.8155	0.5191	1.0805	0.1935	0.7733	0.5882	1.1216	0.1615
	P4	1.0738	0.1991	1.1638	0.1332	1.1758	0.1259	1.2016	0.1114	1.069	0.2032	1.2593	0.0838
	O1	0.6588	0.7782	1.4233	0.0348	0.7249	0.6696	1.2373	0.0936	0.5469	0.9259	1.3049	0.0664
	O2	0.6944	0.7205	0.8158	0.5187	0.6944	0.7206	1.008	0.2615	1.1144	0.1668	0.975	0.2977
Beta2	Cz	1.4115	0.0372	1.2341	0.0951	1.2607	0.0833	0.865	0.4429	1.5516	0.0162	0.8927	0.403
	T3	1.0687	0.2035	1.057	0.2139	1.0624	0.209	0.8412	0.4789	1.2586	0.0842	1.0597	0.2114
	T4	1.3086	0.0651	1.3841	0.0434	1.0323	0.237	0.8072	0.5325	1.2769	0.0767	0.9874	0.2838
	P3	1.2642	0.0818	0.6581	0.7794	1.255	0.0857	0.6005	0.8637	1.3823	0.0438	0.7441	0.6371
	P4	1.1412	0.1478	0.7405	0.6432	0.7838	0.5707	0.5799	0.8897	1.2446	0.0903	0.5432	0.9295
	O1	0.9337	0.3479	0.8473	0.4694	0.6626	0.7723	0.9065	0.3839	0.9333	0.3484	0.7671	0.5984
	O2	1.4534	0.0293	0.8807	0.4199	0.9724	0.3008	1.0036	0.2661	1.298	0.0688	0.7712	0.5916
Beta3	Cz	1.4507	0.0297	1.2491	0.0883	1.1701	0.1294	1.0049	0.2648	1.523	0.0193	1.0372	0.2322
	T3	0.9668	0.3073	1.4688	0.0267	0.9031	0.3885	1.3083	0.0652	1.1361	0.1513	1.4013	0.0394
	T4	1.4263	0.0342	1.0752	0.1979	1.2245	0.0997	1.1238	0.1599	0.7723	0.5898	0.9912	0.2795
	P3	1.0487	0.2214	0.8857	0.4128	0.9142	0.3735	0.7466	0.6328	0.864	0.4444	0.7408	0.6426
	P4	0.9802	0.2918	0.8845	0.4145	0.8285	0.4986	0.89	0.4067	0.936	0.3449	0.8219	0.509
	O1	0.8024	0.5402	1.0494	0.2207	0.6245	0.8303	0.711	0.6929	0.619	0.8381	1.1753	0.1262
	O2	1.0989	0.1786	0.9737	0.2992	0.927	0.3565	0.8006	0.5432	1.1045	0.1742	0.6106	0.8499

Tabelle 5: Test auf Normalverteilung nach Kolmogorov-Smirnov (Signifikanzen durch Fettdruck hervorgehoben)

5.4.6 Probandengruppenvergleich

Die varianzanalytischen Vergleiche erfolgten mit dem Pro-

gramm SPSS für Windows Vers. 6.0.1. Die multivariate Varianzanalyse in der 2. Untersuchungsphase (ohne / mit Feld-Exposition) zeigt keine signifikanten

Unterschiede zwischen den Gruppen:

F= 1.78576	df=42	p=0.178
------------	-------	---------

		Präphase		ohne/mit Expos.-Phase		Postphase	
		F	p	F	p	F	p
Delta	Cz	0.002	0.968	2.755	0.103	5.039	0.029
	T3	0.279	0.599	0.940	0.337	1.971	0.167
	T4	1.306	0.259	0.708	0.404	0.386	0.537
	P3	4.529	0.038	4.838	0.032	4.316	0.043
	P4	6.024	0.018	7.384	0.009	7.005	0.011
	O1	4.368	0.042	6.327	0.015	6.469	0.014
	O2	7.197	0.010	4.909	0.031	6.722	0.012
Theta	Cz	2.463	0.123	0.969	0.330	1.644	0.206
	T3	0.202	0.655	0.062	0.804	0.162	0.689
	T4	0.527	0.471	0.981	0.327	0.167	0.685
	P3	1.286	0.262	0.102	0.751	0.510	0.478
	P4	2.288	0.137	0.767	0.385	1.197	0.279
	O1	2.491	0.121	1.339	0.253	2.604	0.113
	O2	1.168	0.285	0.722	0.400	1.472	0.231
Alpha	Cz	8.855	0.004	7.214	0.010	5.429	0.024
	T3	13.829	0.001	12.048	0.001	11.252	0.002
	T4	4.686	0.035	2.838	0.098	2.426	0.126
	P3	11.026	0.002	13.174	0.001	9.324	0.004
	P4	6.234	0.016	9.201	0.004	8.030	0.007
	O1	5.275	0.026	8.136	0.006	9.716	0.003
	O2	0.608	0.439	1.628	0.208	2.101	0.153
Beta1	Cz	1.239	0.271	0.572	0.453	0.694	0.409
	T3	0.101	0.752	0.546	0.464	1.742	0.193
	T4	0.013	0.908	3.612	0.063	3.667	0.061
	P3	0.823	0.369	1.271	0.265	2.256	0.139
	P4	0.197	0.659	1.117	0.296	0.584	0.448
	O1	2.484	0.121	1.558	0.218	3.216	0.079
	O2	1.535	0.221	0.957	0.333	0.464	0.499
Beta2	Cz	0.021	0.885	0.001	0.980	0.092	0.763
	T3	0.028	0.868	0.004	0.947	0.059	0.809
	T4	0.553	0.460	1.575	0.215	1.778	0.188
	P3	0.099	0.754	0.000	0.999	0.000	0.989
	P4	0.063	0.803	0.039	0.844	0.001	0.982
	O1	0.378	0.542	0.189	0.666	0.017	0.897
	O2	0.483	0.490	0.582	0.449	0.425	0.517
Beta3	Cz	0.227	0.636	0.861	0.358	0.853	0.360
	T3	1.094	0.301	0.817	0.371	1.289	0.262
	T4	1.799	0.186	0.195	0.661	2.602	0.113
	P3	2.113	0.152	2.939	0.093	1.591	0.213
	P4	2.512	0.119	3.493	0.067	2.264	0.139
	O1	1.357	0.250	2.851	0.098	2.773	0.102
	O2	1.226	0.273	1.227	0.273	0.541	0.465

5.4.7 Suche nach relevanten Variablen

Die univariaten Analysen für die verschiedenen Elektrodenpositionen und verschiedenen Frequenzbänder weisen keine Signifikanzen auf. Die Tabelle 7 zeigt diese Ergebnisse in der Übersicht. Die Prozentwerte der durch die Expositionen erklärten Varianzanteile werden in Tabelle 8 aufgelistet.

Wie erwartet, sind die Ergebnisse der Mann-Whitney-U-Tests von Variablen, welche die Varianzhomogenitätsvoraussetzung verletzen, nicht signifikant (Tabelle 9).

5.4.8 Vergleich der Expositionsphasen

Wie die Ergebnisse der Varianzanalyse (mit Meßwiederholung) (Tabelle 10) zeigen, ist lediglich der Zeit-Faktor signifikant. Da die Interaktion Zeit x Exposition nicht signifikant ist, haben sich die Leistungen bei den Vpn aus der Gruppe mit Exposition nicht über-

Tabelle 6: Levene-Test zur Überprüfung der Varianzhomogenität

Elektr./Band	Delta		Theta		Alpha		Beta1		Beta2		Beta3	
	F	p	F	p	F	p	F	p	F	p	F	p
Cz	0.64	0.429	0.26	0.614	1.67	0.202	0.05	0.818	0.23	0.635	1.35	0.252
T3	0.95	0.335	0.08	0.777	1.97	0.167	0.00	0.953	0.20	0.657	0.02	0.902
T4	0.59	0.448	0.02	0.902	0.47	0.496	0.66	0.421	0.01	0.916	0.01	0.938
P3	2.36	0.131	0.21	0.649	2.24	0.141	0.74	0.394	0.00	0.987	1.31	0.259
P4	2.40	0.127	0.76	0.389	1.73	0.194	0.87	0.354	0.02	0.896	1.35	0.250
O1	2.05	0.158	0.60	0.441	1.44	0.236	1.80	0.186	0.01	0.916	0.92	0.341
O2	2.02	0.161	0.63	0.431	0.39	0.536	1.75	0.192	0.00	0.955	0.59	0.445

Tabelle 7: Ergebnisse der univariaten Analyse (Univariater F Test: df = 1,50)

zufällig anders verändert als die Leistungen bei den Vpn aus der Gruppe ohne Exposition.

5.4.9 Zusammenfassung der EEG-Untersuchung

Die varianzanalytische Untersuchung der EEG-Leistung in den verschiedenen Frequenzbändern über 7 ausgewählten Elektrodenpositionen hat weder im Gruppenvergleich der exponierten mit den nicht-exponierten Probanden (multivariate Analyse)

einen Unterschied ergeben, noch zeigt die univariate Analyse der Varianzen erhebliche Unterschiede (größte Abweichung 4,6% im Delta-Band über P4). Im Vergleich der drei verschiedenen Meßphasen ohne / mit / ohne Feldexposition finden sich signifikante Veränderungen über die Zeit. Im Vergleich der beiden Gruppen exponierter gegen die nicht-exponierten Probanden ist dieser Zeit-Faktor jedoch nicht signifikant unterschiedlich (zweifaktorielle Analyse).

6 Neuro-psychologische Untersuchung

6.1 Auswahl der Zielvariablen

Aufmerksamkeit und Gedächtnis gehören zu den grundlegenden Funktionen der menschlichen Informationsverarbeitung. Daß sowohl Aufmerksamkeit als auch Gedächtnis in verschiedene Teilbereiche mit differenter „Störanfälligkeit“ zu untergliedern sind, ist durch zahlreiche experimentell-neuropsychologische sowie klinische Studien untermauert worden. Verschiedene Aufmerksamkeitsprozesse (von einer allgemeinen Wachheit bis hin zur zielgerichteten oder „fokussierten“ Aufmerksamkeit) sind für die Weiterverarbeitung aus der Umwelt wahrgenommener Reize von entscheidender Bedeutung. Diese vorselektierten Reize (oder Informationen) werden im weiteren über verschiedene Verarbeitungsstufen des Gedächtnisses enkodiert und

Elektr./Band	Delta	Theta	Alpha	Beta1	Beta2	Beta3
Cz	1.3 %	0.5 %	3.2 %	0.1 %	0.5 %	2.6 %
T3	1.9 %	0.2 %	3.8 %	0.0 %	0.4 %	0.0 %
T4	1.2 %	0.0 %	0.9 %	1.3 %	0.0 %	0.0 %
P3	4.5 %	0.4 %	4.3 %	1.5 %	0.0 %	2.5 %
P4	4.6 %	1.5 %	3.4 %	1.7 %	0.0 %	2.6 %
O1	3.9 %	1.2 %	2.8 %	3.5 %	0.0 %	1.8 %
O2	3.9 %	1.2 %	0.8 %	3.4 %	0.0 %	1.2 %

	U	Z	2-Tailed P
Delta-Band			
P3	289	-0.8883	0.3744
P4	293.5	-0.8059	0.4203
O1	305.5	-0.5861	0.5578
O2	299	-0.7051	0.4807
Alpha-Band			
Cz	312	-0.467	0.6405
T3	326.5	-0.2015	0.8403
P3	329	-0.1557	0.8763
P4	330	-0.1374	0.8907
O1	324	-0.2472	0.8047

Tabelle 8: Erklärte Varianzanteile verschiedener Elektrodenpositionen und verschiedener Frequenzbänder

Tabelle 9: Ergebnisse des Mann-Whitney-U-Tests

df=2,49	Delta		Theta		Alpha		Beta1		Beta2		Beta3	
	F	p	F	p	F	p	F	p	F	p	F	p
Cz Expos. x Zeit	1.119	0.335	0.383	0.684	1.475	0.239	1.873	0.164	0.191	0.827	0.136	0.873
Zeit	0.026	0.974	2.796	0.071	1.364	0.265	11.883	0.000	7.514	0.001	2.791	0.071
T3 Expos. x Zeit	0.245	0.784	1.906	0.159	0.838	0.439	1.361	0.266	0.247	0.782	0.349	0.707
Zeit	2.196	0.122	7.775	0.001	4.290	0.019	4.594	0.015	1.003	0.374	0.036	0.965
T4 Expos. x Zeit	2.034	0.142	0.862	0.429	0.295	0.746	1.847	0.168	0.762	0.472	0.438	0.648
Zeit	0.204	0.816	4.072	0.023	4.525	0.016	0.720	0.492	0.547	0.582	0.489	0.616
P3 Expos. x Zeit	0.337	0.715	1.612	0.210	0.056	0.945	0.814	0.449	0.258	0.774	0.076	0.927
Zeit	0.699	0.502	3.673	0.033	2.412	0.100	6.528	0.003	4.131	0.022	1.177	0.317
P4 Expos. x Zeit	0.056	0.945	0.568	0.570	0.001	0.999	2.119	0.131	0.487	0.617	0.084	0.919
Zeit	1.923	0.157	3.395	0.042	4.064	0.023	4.257	0.020	1.024	0.367	1.591	0.214
O1 Expos. x Zeit	0.065	0.938	0.973	0.385	0.431	0.652	0.899	0.414	0.579	0.564	0.579	0.564
Zeit	0.095	0.910	4.858	0.012	4.828	0.012	7.074	0.002	3.544	0.037	1.024	0.367
O2 Expos. x Zeit	0.365	0.696	0.082	0.921	0.375	0.689	0.030	0.971	0.451	0.640	0.176	0.839
Zeit	0.107	0.898	3.475	0.039	4.560	0.015	3.733	0.031	2.285	0.112	1.590	0.214

Tabelle 10: Ergebnisse der Varianzanalyse (mit Meßwiederholung)

	1. Testzeitpunkt	2. Testzeitpunkt
Initiale Exposition	a.) mit Exp. 24 VP (12m,12w)	b.) ohne Exp. 24 VP (12m,12w)
Verzögerte Exposition	c.) ohne Exp. 28 VP (14m, 14w)	d.) mit Exp. 28 VP (14m, 14w)
mit Exp. = Funktelefon während der Versuchsreihe (ca. 60-70 min) eingeschaltet ohne Exp. = Funktelefon während der Versuchsreihe (ca. 60-70 min) ausgeschaltet m = männlich, w = weiblich		

Tabelle 11: Versuchsplan

schließlich ins Langzeitgedächtnis transferiert und dort abgelegt. Die erfolgreich encodierte Information ist dann über Abrufprozesse kurz-, mittel- oder langfristig verfügbar. Wie im Falle der Aufmerksamkeit sind Informationen auch auf Gedächtnisebene innerhalb der verschiedenen zu durchlaufenden Stufen und Prozesse differenziell stöbar. Sowohl Aufmerksamkeits- als auch Gedächtnisfunktionen können im Rahmen von verschiedenen akut auftretenden oder chronisch bestehenden, exogen ausgelösten oder intrinsisch verursachten Störungen des Gehirns in Mitleidenschaft gezogen werden. Dementsprechend wurden im nachfolgend dargestellten Teilprojekt die möglichen Effekte des niederfrequent gepulsten Hochfrequenzfeld insbesondere auf diese kognitiven Teilfunktionen untersucht.

6.2 Fragestellung und Hypothesenformulierung

Wenn sich die durch den Betrieb eines handelsüblichen Funktelefons erzeugten HF-Felder negativ auf die Funktionstüchtigkeit des ZNS auswirken sollten, ist unter Berücksichtigung obiger Ausführungen anzunehmen, daß sich diese Beeinträchtigung in entsprechenden Testverfahren zu Gedächtnis und Aufmerksamkeit niederschlagen sollte. Jede Versuchsperson sollte sowohl unter HF-Feld-Exposition als auch ohne Exposition getestet werden. Demnach lassen sich folgende Hypothesen formulieren:

H0: Die zwischen HF-Exposition und Nicht-Exposition erbrachten Testleistungen sind bei den Versuchspersonen statistisch nicht signifikant verschieden.

H1: Zwischen den unter HF-Exposition und Kontrollbedingung (=Nicht-Exposition) erbrachten Testleistungen lassen sich statistisch signifikante Unterschiede nachweisen.

6.3 Studiendesign

Der Studie wurde ein Meßwiederholungsdesign mit Randomisierung der Expositionsbedingung zugrundegelegt. Jede Versuchsperson (VP) durchläuft die Testbatterie zweimal. Die Hälfte aller Versuchspersonen wird zunächst unter HF-Exposition und danach ohne HF-Exposition untersucht,

die andere Hälfte in umgekehrter Folge.

Den Versuchsplan mit Angabe der Zahl der Versuchspersonen pro Zelle sowie der Geschlechterverteilung zeigt Tabelle 11.

6.4 Verwendete Testverfahren

Die Aufmerksamkeitsleistungen wurden computergestützt mittels der Testbatterie zur Aufmerksamkeitsprüfung („TAP“) [10] erfaßt. Die auditiv-verbale Lern- und Merkfähigkeit wurde mittels verbaler Darbietung und begleitender Protokollierung durch den Versuchsleiter (VL) mit dem auditiv-verbale Lerntest (AVLT) [5] getestet.

6.4.1 Aufmerksamkeit

Die Erfassung der verschiedenen Aufmerksamkeitsaspekte sowie die Prüfung des Arbeitsgedächtnisses mittels der „TAP“ erfolgte computerunterstützt, da die Reaktionszeiten für die Auswertung wesentlich sind. Im einzelnen umfaßt die hier gewählte Testbatterie folgende Verfahren:

- (1.) Alertness: Fähigkeit, das Aufmerksamkeitsniveau zu steigern und aufrecht zu erhalten,
- (2.) Vigilanz: Fähigkeit zur langfristigen Aufrechterhaltung der Aufmerksamkeit unter monotonen Reizbedingungen,
- (3.) Go/NoGo: Die Fähigkeit zur Unterdrückung falscher Reaktionen,

(4.) Arbeitsgedächtnis: Kontinuierliche Kontrolle des Informationsflusses durch das Kurzzeitgedächtnis

Die Tests werden im folgenden etwas ausführlicher dargestellt.

6.4.1.1 Alertness

Mit dieser Untersuchung soll die Fähigkeit erfaßt werden, das Aufmerksamkeitsniveau aufrechtzuerhalten (tonische Alertness) und bei Bedarf zu steigern (phasische Alertness). Die Reaktionszeit auf einen visuellen Reiz (ein Kreuz auf dem Bildschirm) mit und ohne einen akustischen Warnreiz wird erfaßt. Bestimmt wird die einfache Reaktionszeit (tonische Alertness) sowie die Differenz der mittleren Reaktionszeiten der Durchgänge mit und ohne Warnton (= Kennwert der phasischen Alertness). Die Anzahl der Reize wurde auf 20 pro Serie festgelegt. Die Durchführung folgte stets nach einem ABBA-Design (A = Durchführung ohne Warnreiz, B = Durchführung mit Warnreiz). Bei den Darbietungen mit Warnreiz ist das Intervall zwischen Warnton und kritischem Reiz zufällig. Die Instruktion für den Probanden erscheint auf dem Computerbildschirm.

Zur Veranschaulichung zeigen Abbildungen 15 und 16 die zu Beginn des Tests am Bildschirm erscheinenden Dialogfenster.

6.4.1.2 Vigilanz

Es handelt sich um eine Überprüfung der Fähigkeit zur längerfristigen Aufrechterhaltung der Aufmerksamkeit unter relativ monotonen Reizbedingungen. Beim hier gewählten optisch / akustischen Vigilanztest werden Töne

und Buchstaben dargeboten. Die Untersuchungszeit beträgt 15 Minuten. Die Versuchsperson hat dabei die Aufgabe, eine Abfolge von einem hohen Ton und einem darauf folgenden Buchstaben oder einem tiefen Ton und einem anderen, hierauf folgenden Buchstaben zu entdecken. In Abbildung 17 ist das Dialogfenster zur Testinstruktion dargestellt.

6.4.1.3 Go/NoGo

Mit diesem Subtest wird die Fähigkeit zur Reaktionsunterdrückung bei irrelevanten Reizen und die Reaktionszeit unter Reizselektionsbedingungen überprüft. Hierbei werden den VP Quadrate mit unterschiedlichen Füllmustern, von denen bestimmte Quadrate als „kritisch“ definiert sind,

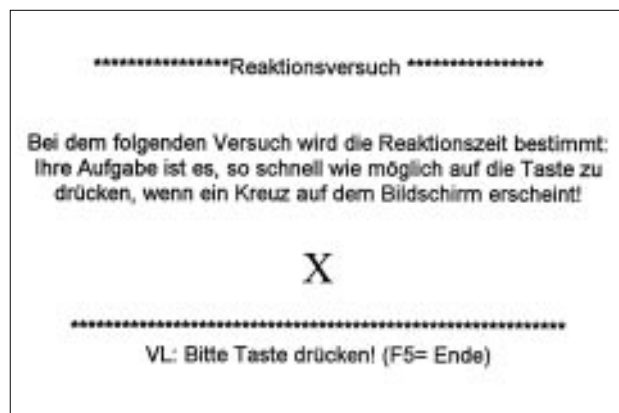


Abbildung 15: Dialogfenster 1 zum Untertest Alertness aus TAP

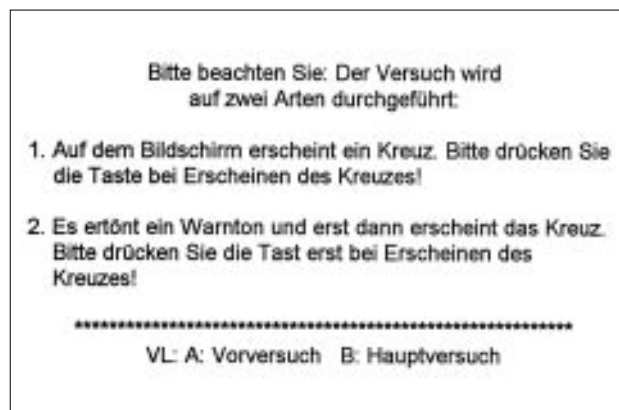


Abbildung 16: Dialogfenster 2 zum Untertest Alertness aus TAP

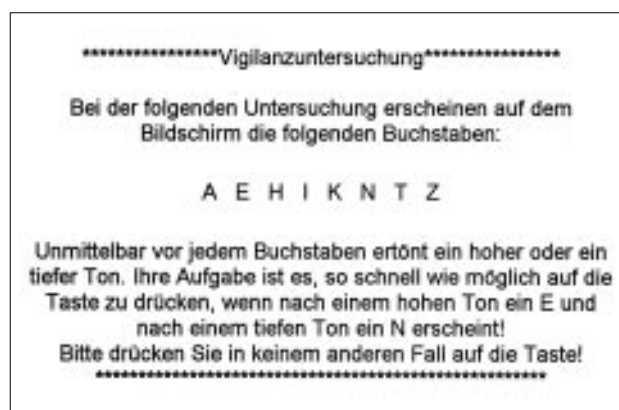


Abbildung 17: Dialogfenster zum Untertest Vigilanz aus TAP

per Computerbildschirm dargeboten (Abbildung 18).

6.4.1.4 Arbeitsgedächtnis

Bei diesem Subtest soll die VP stetig über einen Zeitraum von mehreren Minuten einen auf dem Bildschirm dargebotenen Reiz mit einem vorher gezeigten Reiz abgleichen. Der in dieser Aufgabenstellung realisierte Aufgabentypus stellt eine Schnittstelle zwischen Aufmerksamkeitsprozeß (ständiges „Monitoring“ der neu hinzukommenden Information) und Gedächtnis (Behalten bereits eingegangener Information) dar. Die Fähigkeit des gleichzeitigen Haltens und Verarbeitens von einströmender Information wird unter dem Begriff des Arbeitsgedächtnisses subsumiert. In Abbildung 19 ist das im TAP-Untertest hierfür realisierte Procedere dargestellt.

6.4.1.5 Testkennwerte

Bei allen hier vorgestellten Tests zur Aufmerksamkeitsprüfung kommen Parameter der Leistungsgüte und Parameter der Leistungsgeschwindigkeit zur Auswertung. Hierbei setzt sich die Leistungsgüte aus der Anzahl richtiger Reaktionen (Reaktionen auf kritische Reize innerhalb des zulässigen Zeitfensters), der Anzahl falscher Reaktionen (Kriterium für die Selektivität der Aufmerksamkeit) und der Anzahl der Auslassungen (Indikator für die Unaufmerksamkeit) zusammen. Zu den Parametern der Leistungsgeschwindigkeit zählt man den Median der Reaktionszeit (ein erhöhter Median ist ein Maß für eine allgemeine Verlangsamung; wenn die mittlere Reaktionszeit von der sonstigen durchschnittlichen Reaktionszeit abweicht, ist dies ein Maß für die

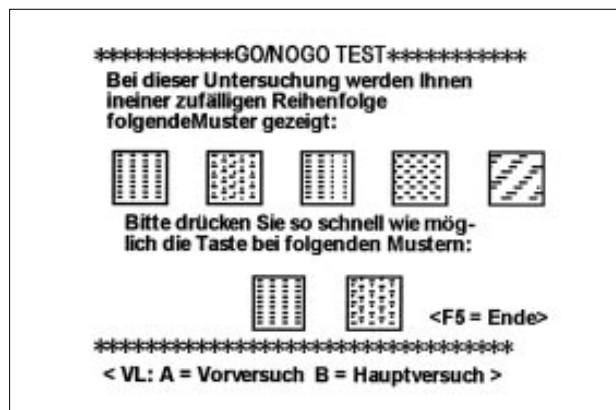


Abbildung 18: Dialogfenster zum Go/NoGo Test aus TAP

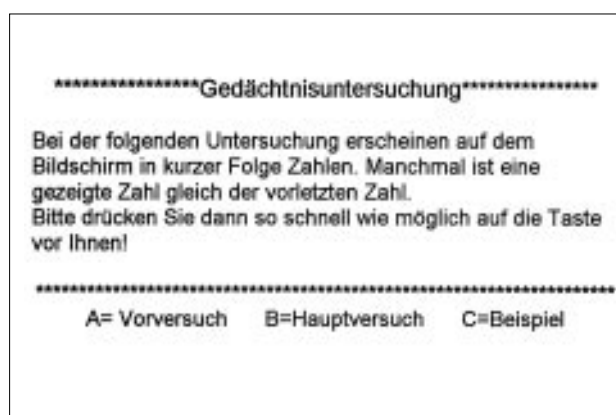


Abbildung 19: Dialogfenster zum Untertest Arbeitsgedächtnis aus TAP

spezifischen Probleme, die der Proband mit dem Test hat), das arithmetische Mittel der Reaktionszeit (kein sehr zuverlässiges Maß, da Reaktionszeiten häufig eine schiefe Verteilung aufweisen) und die Standardabweichung der Reaktionszeiten (sicheres Maß für Variabilität und daher ein Indikator für die Schwankung der Aufmerksamkeit) sowie die Ausreißer (verzögerte Reaktionszeiten bezogen auf die Verteilung der individuellen RZ) und Antizipationen (Reaktionszeiten unter 100 ms, Indikator für fehlende Reaktionsinhibition).

6.4.2 Gedächtnis (AVLT)

Der „Auditiv-Verbale Lerntest“ (AVLT) ist ein aus dem Amerikanischen übersetztes und standardisiertes Testverfahren für eine neuropsychologische Herausarbeitung

spezieller Teilaspekte der verbalen Lern- und Merkfähigkeit [7].

Der AVLT besteht aus zwei Wortlisten mit jeweils 15 Substantiven. Zunächst liest der Versuchsleiter (VI) die erste Liste (A) im Zeittakt von etwa einem Wort pro Sekunde laut vor. Anschließend wird der Proband (Pb) aufgefordert, so viele Worte wie möglich in beliebiger Reihenfolge wiederzugeben. Dieser Vorgang wird mit derselben Liste und bei gleicher Versuchsdurchführung vier weitere Male wiederholt (A1-A5). Danach anschließend liest der VI dem Pb eine zweite Liste (B) vor, die ebenfalls unmittelbar nach der Darbietung abgefragt wird. Nach dieser Interferenzliste wird der Pb gebeten, ohne erneute Darbietung so viele Wörter wie möglich aus der ersten, mehrfach wiederholten Liste zu er-

innern (A7); desgleichen noch einmal nach einem Intervall von 30 Minuten (A8). Vom VI wird in jedem Textabschnitt die Erinnerungsleistung des Pb in der von ihm genannten Reihenfolge protokolliert und die Gesamtzahl erinnerter Worte pro Lerneinheit festgehalten. Bei der vorliegenden Untersuchung kommen zwei im Schwierigkeitsgrad balancierte Parallelversionen zur Anwendung [5]. Zur Auswertung kommen Parameter der unmittelbaren Gedächtnisspanne, der Gesamt-Lernleistung, interferenzbedingte Leistungsänderungen sowie der verzögerten Wiedergabe in Betracht.

6.5 Ergebnisse der neuropsychologischen Untersuchung

6.5.1 Statistische Bearbeitung

Die Rohdaten wurden mit dem Statistikpaket SPSS für Windows weiterverarbeitet. Zur Anwen-

	mit initialer Exposition		mit verzögerter Exposition		
	Mittelwert	Standardabweichung	Mittelwert	Standardabweichung	Signifikanzniveau
Alter	26.5833	4.671	25.8214	4.199	.539 n.s.
Intelligenzquotienten	122	12.437	125	12.537	.525 n.s.

Tabelle 12: Mittelwertvergleich (t-Test für unabhängige Stichproben) (n.s. = nicht signifikant)

dingung kamen sowohl parametrische als auch nichtparametrische Testverfahren. Die Voraussetzungen zur Anwendung parametrischer Prüfverfahren wurden für alle durchgeführten Berechnungen überprüft.

6.5.2 Gruppenvergleich bezüglich soziodemographischer und psychometrischer Variablen

Die den 2 Gruppen (Gruppe A = initial exponiert, Gruppe B = verzögert exponiert) randomisiert zugeordneten VP wurden zunächst hinsichtlich soziodemographischer und psychometrischer Leistungsvariablen verglichen. Hierbei zeigten sich weder für

Alter ($t = 0.62$; $p > 0.539$) noch für die Intelligenztest-Rohwerte ($t = -0.58$; $p > 0.56$) statistisch signifikante Unterschiede.

6.5.3 Vergleich der Gruppen bezüglich der Zielvariablen

6.5.3.1 Attentionalität

Wie bereits erläutert, ist es nicht möglich, ein einziges Maß für die Güte der Aufmerksamkeit zu erheben oder zu berechnen. Maßgeblich sind sowohl die Reaktionszeiten, der Kennwert der phasischen Alertness als auch die Fehlerzahl. Es wurde ein Fehlerindex aus der Addition der Werte der Fehlreaktionen, der Auslassungen, der Antizipationen (zufällig richtige Reaktion, die aber vor der Perzeption des kritischen Reizes initiiert worden sein mußte) und der Ausreißer (also die Zahl erheblich verzögerter Reaktionszeiten, die Hinweise auf kurzzeitige Ausfälle der Aufmerksamkeitszuwendung aufdeckt) gebildet. Aus Gründen der Praktikabilität werden nicht die Ergebnisse jedes einzelnen Subtests gesondert, sondern stets alle vier Subtests in der Zusammenschau dargestellt.

Üblicherweise sind Reaktionszeiten nicht normal-, sondern schief verteilt. Hier wurde aber das arithmetische Mittel der Reak-

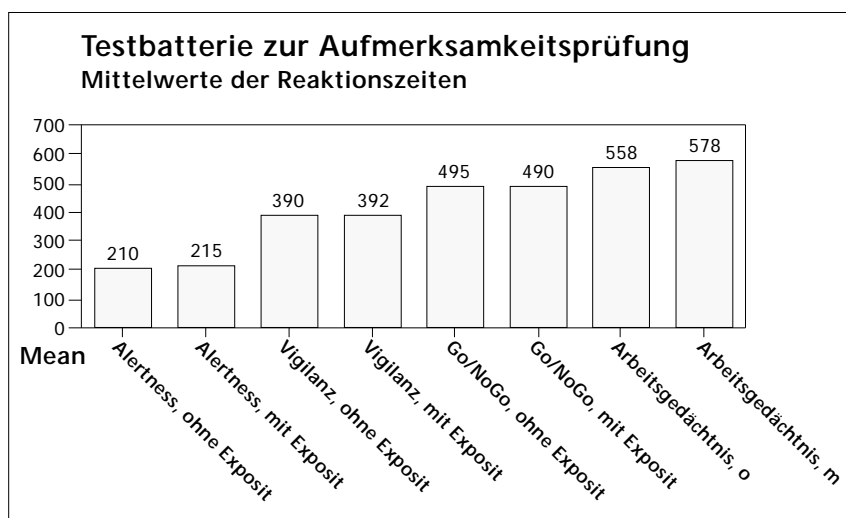


Abbildung 20: Mittelwerte der Reaktionszeiten bei der Testbatterie zur Aufmerksamkeitsprüfung

tionszeiten pro Subtestreihe für jede Versuchsperson gebildet. Die Verteilung der Einzelmittelwerte im Gruppenvergleich ist hier allein von Interesse; diese wick bei der Überprüfung auf Normalverteilung und Varianzhomogenität nicht von den Voraussetzungen für die Wahl eines parametrischen Prüfverfahrens, wie dem t-Test für verbundene Stichproben, ab. Die Mittelwerte der Reaktionszeiten in allen vier Tests zeigt Abbildung 20.

Tabelle 13 zeigt das Ergebnis des t-Testes. Wie aus der Tabelle zu ersehen, ist keiner der gefundenen Mittelwertunterschiede statistisch bedeutsam.

Der Kennwert „phasische Alertness“ erwies sich als nicht normalverteilt, so daß hier der Wilcoxon-Test für verbundene Stichproben als nonparametrisches Verfahren zum Vergleich der Gruppenwerte gewählt wurde. Keiner der Vergleiche fiel signifikant aus. Tabelle 14 zeigt das Ergebnis.

Ebenso erwiesen sich die Fehlerwerte nicht als normalverteilt. Tabelle 15 zeigt die Ergebnisse des Wilcoxon-Testes.

6.5.3.2 Gedächtnis

Zur Auswertung kamen folgende Variablen:

1. die „unmittelbare Gedächtnisspanne“, definiert über die Reproduktionsleistung im ersten Abruf der Liste A;
2. die „Lernleistung“, definiert über die fünf Wiederholungen der Liste A abzüglich der Gedächtnisspanne;

3. der „Verlust durch Interferenz“, definiert über die Differenz zwischen fünftem und sechstem Abfragen der Liste A;
4. die „Wiedergewinnungsleistung“, definiert über die Reproduktionsleistung beim sechsten Abfragen der Liste A;

5. die „Erinnerungsleistung“ nach einem 30-minütigen Intervall.

Die Parameter der Gedächtnisleistung erwiesen sich als nicht normalverteilt, so daß der Wilcoxon-Test zur Überprüfung auf statistische Signifikanz der Unterschiede

	mit Exposition		ohne Exposition		
	Mittelwert	Standardabweichung	Mittelwert	Standardabweichung	Signifikanzniveau
Alertness	214.5235	31.615	209.9038	28.962	.064
Vigilanz	392.1021	72.282	389.7869	67.490	.662
Go/NoGo	489.8019	68.490	495.1158	78.714	.434
Arbeitsgedächtnis	578.3396	141.754	557.7988	141.490	.221

Tabelle 13: Die Untersuchung der Aufmerksamkeits-Leistungen. Ergebnisse des t-Testes.

	mit Exposition Median	ohne Exposition Median	z-Wert	Signifikanzniveau
Kennwert Phasische Alertness	.038	.046	-.9795	.3273

Tabelle 14: Die Untersuchung der Aufmerksamkeits-Leistungen. Ergebnis des Wilcoxon-Testes

	mit Exposition Median	ohne Exposition Median	z-Wert	Signifikanzniveau
Alertness	3	3	-.0279	.9777
Vigilanz	4	5	-.6265	.5310
Go/NoGo	1	1	-.2973	.7662
Arbeitsgedächtnis	2	2	-.7179	.4728

Tabelle 15: Die Untersuchung der Aufmerksamkeits-Leistungen. Ergebnis des Wilcoxon-Testes, Gesamtzahl der Fehler

	mit Exposition Median	ohne Exposition Median	z-Wert	Signifikanzniveau
unmittelbare Gedächtnisspanne	8.0	8.5	-1.2075	.2272
Lernleistung	53	53	-.8795	.3791
Wiedergewinnungsleistung verzögerte	13	14	-.9090	.3633
Wiedergabe	13	14	-.3646	.7154
Verlust durch Interferenz	1	0	-.7543	.4507

Tabelle 16: Die Untersuchung der Aufmerksamkeits-Leistungen. Ergebnis des Wilcoxon-Testes

in den Testleistungen eingesetzt wurde. Wie aus Tabelle 16 ersichtlich, fanden sich keine bedeutsamen Unterschiede.

6.5.4 Zusammenfassung der neuropsychologischen Untersuchung

Insgesamt läßt sich feststellen, daß sich die Leistungen in den erhobenen kognitiven Parametern zwischen Exposition und Nicht-Exposition statistisch nicht unterscheiden.

7 Diskussion

In der vorgelegten Untersuchung sollte unter kontrollierten, ausreichend dokumentierten und reproduzierbaren Bedingungen geprüft werden, ob Effekte des elektromagnetischen HF-Feldes eines Funktelefons auf die Funktion des menschlichen Gehirns nachzuweisen sind. Die Untersuchung umfaßte 2 Teile, einen neurophysiologischen Teil mit Untersuchung des Elektroenzephalogramms (EEG) und einen neuropsychologischen Teil mit Testuntersuchungen der kognitiven Leistungsfähigkeit.

Als Ergebnis ist festzustellen: Weder im normalen Wach-EEG noch in den neuropsychologischen Tests findet sich ein Effekt des Funktelefon-Feldes auf die Funktion des menschlichen Gehirns.

Für dieses Ergebnis sind in der vorliegenden Untersuchung keine Einschränkungen zu erkennen. Zu einzelnen Bereichen sind lediglich ergänzend einige weitere Gesichtspunkte zu diskutieren.

7.1 Vigilanz-Kontrolle in der EEG-Ableitung

In früheren Untersuchungen hatte teilweise eine mangelhafte Kontrolle der Vigilanz zu Fehldeutungen von Veränderungen zur Zeit der Feldexposition geführt. Daher war in der vorliegenden Untersuchung diesem Gesichtspunkt besondere Aufmerksamkeit zu widmen. Die hier gewählte Methode der Aufmerksamkeitsüberwachung ermöglichte eine Kontrolle während der Ableitung und gegebenenfalls das Auslösen eines akustischen Weckreizes. In der Auswertung wurden die EEG's stichprobenartig mittels der Frequenzspektrum-Zeit-Diagramme auf etwaige Vigilanzveränderungen durchgesehen. Diese Diagramme ermöglichen eine empfindliche und gleichzeitig sehr übersichtliche Darstellung der Vigilanzveränderungen. In nahezu allen Ableitungen finden sich kurzzeitige und unwesentliche Vigilanzschwankungen in dem üblichen, unvermeidlichen Ausmaß. Die durchgeführten Kontrollen zeigen, daß die Auswertung störende Vigilanzveränderungen während der Untersuchungen nicht vorgelegen haben.

7.2 Die Datenauswertung mit der Software „Neurofile II“

Für die EEG-Datenakquisition wurde ein handelsübliches, digital arbeitendes Gerät der Firma Nihon Kohden benutzt. Dieses besteht aus zwei wesentlichen Komponenten, der Elektroden-Eingangsbox und dem Rechner

für die Datenspeicherung und -auswertung. Die technische Auslegung und die Software „Neurofile II“ ermöglichen einerseits eine Datenspeicherung mit einer Abtastfrequenz von 1000 Hz und andererseits eine weitere Auswertung dieser Daten mit 256 Hz. Im Verlaufe der Untersuchung zeigte sich eine Einstreuung der Funktelefon-Modulationsfrequenz von 217 Hz in das EEG. Bei den ersten Auswertungen auf der Basis der mit 256 Hz abgetasteten Daten waren während der Funktelefon-Exposition Veränderungen zu beobachten. Da hierbei die Funktelefon-Modulationsfrequenz in bezug auf die Abtastrate von 256 Hz oberhalb der Nyquist-Frequenz lag, sind diese Einstreuungen auf einen Aliasing-Effekt zurückzuführen. Für die weitere Auswertung mußte daher auf die mit 1000 Hz abgetasteten Daten zurückgegriffen und durch Nutzung jedes zweiten Meßwertes eine Abtastfrequenz von 500 Hz realisiert werden. Unter dieser Bedingung waren keine Einstreuungen des Funktelefon-Feldes in die EEG-Daten mehr zu beobachten.

7.3 Artefaktbeseitigung

EEG-Ableitungen sind unter üblichen Bedingungen mit nicht von den bioelektrischen Vorgängen des Gehirns stammenden Artefakten teils biologischen, teils technischen Ursprungs behaftet (z.B. Muskelaktivität, Schaltimpulse von elektrischen Geräten). Da diese Artefakte sehr unregelmäßig einstreuen, ist nicht zu gewährleisten, daß sie sich in einer Studie gleichmäßig auf die Probandengruppen und die Untersuchungsphasen verteilen.

Die Elimination von Artefakten kann auf zwei verschiedenen Wegen vorgenommen werden. Einerseits kann ein menschlicher Auswerter mit entsprechender Erfahrung alle Kurven durchmustern und die artefaktbehafteten Abschnitte aus der weiteren Auswertung ausschließen. Bei diesem Verfahren ist eine gewisse Willkürlichkeit nicht auszuschließen. Aus diesem Grunde wurde in der vorliegenden Untersuchung ein mathematisches Artefakteliminierungsverfahren angewendet, das zumindest den Vorteil einer willkürfreien Gleichbehandlung aller EEG-Abschnitte bietet und die Gefahr einer Ergebnisverfälschung vermeidet.

7.4 Bonferroni-Korrektur des Alpha-Fehlers

Es wurden insgesamt 42 einzelne Tests (7 Elektrodenpositionen x 6 Frequenzbänder) durchgeführt. Wenn als Signifikanzgrenze 5% gewählt wird, ist allein aus Wahrscheinlichkeitstheoretischen Gründen mit 5% zufällig statistisch signifikanten Ergebnissen zu rechnen.

Wenn in einer Studie danach gesucht wird, ob möglicherweise eine (erwünschte) Wirkung etwa einer Therapiemethode vorliegt, ist eine Korrektur der Ergebnisse erforderlich. Diese bewirkt eine Verschärfung des angelegten Maßstabes, um nicht aus rein statistischen Gründen falsch-positive Ergebnisse aufzusitzen. Dieser statistische Effekt wird Alpha-Fehler genannt und mit einer Korrektur nach Bonferroni ausgeglichen. Die Bonferroni-Korrektur macht also ein statistisch signifi-

kantes Ergebnis weniger wahrscheinlich.

In der vorliegenden Untersuchung geht es um die umgekehrte Situation: Ein eventueller schädlicher Einfluß sollte, wenn irgend möglich, entdeckt werden. In diesem Fall wäre die Anwendung der Bonferroni-Korrektur zwar gerechtfertigt, würde aber zu einer Verminderung der Nachweisempfindlichkeit führen. Es entspricht damit einer kritischeren Maßstabswahl, die Bonferroni-Korrektur nicht anzuwenden. Das Ergebnis ist eindeutig: Auch ohne Anwendung der Bonferroni-Korrektur des Alpha-Fehlers fanden sich in der vorgelegten Untersuchung keine statistisch signifikanten Effekte.

7.5 Weitere Auswertungen der erhobenen Daten

Im Vertrag für dieses Forschungsprojekt war vorgesehen, die erhobenen EEG-Daten mittels Brain-Mapping darzustellen. Die nähere Betrachtung dieser Möglichkeit im Rahmen der Datenauswertung ergibt folgende Gesichtspunkte:

- Brain-Maps können nach unterschiedlichen Algorithmen erstellt werden, die unter Fachleuten sehr unterschiedlich kritisch beurteilt werden, da sich aus den gleichen Daten recht unterschiedliche Bilder produzieren lassen. Der Beweiswert von Brain-Maps ist daher unter Fachleuten nicht hoch angesehen [11].
- Brain-Maps können unter den vorhandenen technischen Rahmenbedingungen nur mit

der Software „Neurofile II“ der Firma Nihon Kohden erstellt werden und beruhen daher auf den mit 256 Hz abgetasteten Daten. In die Abbildungen gehen daher die Aliasing-Effekte durch die Einstreuung der 214Hz-Modulationsfrequenz des Funktelefons durch diese zu geringe Abtastfrequenz mit ein, die Abbildungen würden daher scheinbare Effekte zeigen.

- Diese scheinbaren Effekte könnten zwar durch geeignete Wahl der Abbildungsparameter unsichtbar gemacht werden. Dies scheint jedoch so problematisch, daß auf die Erstellung von Brain-Maps verzichtet wurde.

Die EEG-Daten wurden sowohl auf Optical Disk als auch auf Magnetband gespeichert und stehen für weitere Detailauswertungen oder auch eine Nachberechnung der hier erhobenen Ergebnisse zur Verfügung. Eine ergänzende weitere Auswertung der erhobenen Daten mittels einer Zeitreihenanalyse wird vorbereitet.

8 Anhang: Dokumentation

Aus Gründen des Datenschutzes wurden für jede Versuchsperson zwei Dokumentationsmappen geführt und getrennt aufbewahrt:

1. Die erste Mappe enthält personenbezogene Daten:
 - a.) Name, Adresse, Geburtsdatum in Verbindung mit einem der Person zugewiesenen Pro-

- bandencode, der Information über die Gruppenzuordnung enthält. Außerdem werden Datum und Uhrzeit der Testungen festgehalten;
- b.) die unterzeichnete Einverständniserklärung;
- c.) die Teilnahmebestätigung.
2. Die zweite Mappe enthält die Protokolle der neuropsychologischen Untersuchung:
- a.) einen Überblick über die Rohdaten der Untersuchungsergebnisse;
- b.) sämtliche Protokollbögen mit den Originalrohdaten der neuropsychologischen Untersuchung;
- c.) die Checklisten für die Versuchsleiter, in denen die Randbedingungen der Untersuchung überprüft und schriftlich dokumentiert wurden.
3. Die digitalen Rohdaten der EEG-Untersuchung wurden sowohl auf 3 1/2 Zoll 230 MB Optical Disks sowie auf 4 mm Magnetbandkassetten gespeichert.
4. Die Rohdaten der neuropsychologischen Untersuchung wurden im MS-DOS-Format auf Festplatte gespeichert.

Literatur

- [1] Bortz, J. (1989): „Statistik für Sozialwissenschaftler“, Springer-Verlag, Berlin.
- [2] Meckelburg, H.-J., K. Jahre, K. Matkey (1994): „Der Einfluß von gepulsten elektromagnetischen Feldern auf das Elektroenzephalogramm von Menschen“, in: Edition Wissenschaft, Nr. 9, Juli 1996
- [3] Hansen, V., Th. Eibert, H. Kammerer, Th. Vaupel (1996): „HF-Design eines Meßplatzes zur Untersuchung biologisch-zerebraler Effekte in niederfrequent gepulsten Hochfrequenzfeldern“, in: Edition Wissenschaft, Nr. 12, Oktober 1996 (S. 29-47 der vorliegenden Ausgabe)
- [4] Herrmann, W.M., St. Kubicke, H. Künkel, J. Kugler, D. Lehmann, K. Maurer, P. Rappelsberg, W. Scheuler (1989): „Empfehlung der deutschen EEG-Gesellschaft für das Mapping von EEG-Parametern (EEG- und MP-Mapping)“, Mapping-Kommission der Deutschen EEG-Gesellschaft, Z. EEG-EMG 20 (1989)
- [5] Heubrock, D. (1992): „Der Auditiv-Verbale Lerntest (AVLT) in der klinischen und experimentellen Neuropsychologie. Durchführung, Auswertung und Forschungsergebnisse“, Zeitschrift für differentielle und diagnostische Psychologie 13: 161-174
- [6] Lehr, S. (1989): „Mehrfachwahl-Wortschatz-Intelligenztest (MWTB)“, 2. überarb. Aufl., Perimed, Erlangen
- [7] Rey, A. (1964): „L'examen clinique en psychologie“, Presses Universitaires de France, Paris
- [8] Röschke, J. (1993): „Einfluß eines Mobiltelefons auf das Elektroenzephalogramm gesunder Probanden“, Studie im Auftrag der Deutschen Telekom AG, Mainz
- [9] Klitzing, L. von (1993): „Zur Untersuchung der EEG-Veränderung durch gepulste niederfrequente HF-Felder“, in: H.-J. Meckelburg, K. Jahre, K. Matkey: „Der Einfluß von gepulsten elektromagnetischen Feldern auf das Elektroenzephalogramm von Menschen“, Edition Wissenschaft, Nr. 9, Juli 1996
- [10] Zimmermann, P., B. Fimm (1993): „Testbatterie zur Aufmerksamkeitsprüfung (TAP) Version 1.02“, Psytest: Psychologische Testsysteme Vera Fimm, Würselen
- [11] Hallner, D. (1995): „Brainmapping: Interpolationsalgorithmen und Manual zum Programm“, Bochumer Berichte zur Medizinischen Psychologie Nr. 17

Summary:

Cerebro-Biological Effects in Low-Frequency Pulsed RF Fields

J. F. Spittler, P. Calabrese, W. Gehlen, M. Heidrich,

Neurologische Universitätsklinik, Knappschafts-Krankenhaus, Bochum-Langendreer, Germany

Possible effects of the transmitting field of mobile telephones on brain function have been predominantly reported in small numbers of cases. The EEG served as the basic parameter in most cases. However it cannot always be established whether observed alterations are biological electromagnetic effects on the brain and whether they are detrimental.

Methods: We investigated 52 normal volunteers, age 20-38 years, by means of EEG and neurological testing. According to their medical reports and neurological examination the individuals were healthy, without medication or sleep deficits. The examination was carried out in a room equipped with RF absorbers; external parasitic fields were measured and recorded in the frequency range 5 Hz to 3 GHz. For the 11th-20th minute of the 30 minute-EEG recording 25 test subjects were exposed to the transmitting field of a commercial mobile telephone, 27 served as controls without field exposure. The transmitted power was 8 W, the frequency was 914,2 MHz (GSM-test modus). The antenna was set up at a distance of 45 cm above the subjects' heads.

The field strength in the heads' area was approximately 40 V/m (assuring that the limit value according to DIN/VDE 0848 was not exceeded). The EEG was recorded with a digital facility (electrode positions according to the international 10/20 system, Ag/AgCl electrodes, impedances <10kOhm). In order to control vigilance the volunteers repetitively had to count to 10 and then press a key. For further evaluation the spectral power (V_2) was used. Aliasing resulting from the modulation frequency of the mobile telephone (217 Hz) projecting into the EEG frequency range (0,5-30 Hz) could be avoided by using a scanning frequency of 500 Hz. Artifact elimination was carried out by mathematical means cutting off the measured values >2 standard deviations. With regard to neuropsychology the normal adult subjects were examined on two subsequent days in a crossover-design with parallel tests and were all exposed to the transmitting field at random, either in the first or in the second examination phase. General intellectual capacities and learning performance were examined using paper-pencil tests, different functions of

attention were examined with computer-based procedures.

Results: The visual evaluation of color-coded diagrams of the spectral power in the frequency range under observation (0,5-30 Hz) showed no effects of field exposure (11th-20th minute) over time compared with the preceding and subsequent 10 minutes as well as in comparison between exposed and non-exposed individuals. For usual frequency bands the mean power values were calculated in the three measurement phases for selected electrode positions (Cz, T3, T4, P3, P4, O1, O2). In a multivariate analysis of variance the average values showed no significant differences ($F=1,78576$; $df=42$; $p=0,178$). By neuropsychological testing no significant differences of cognitive performance were seen between the test phases with or without field exposure.

Conclusion: In a controlled comparative study with 52 normal adult subjects no significant impact of the transmitting field generated by a mobile telephone on the human electroencephalogram as well as on cognitive performance could be observed.

Abschlußbericht zum Forschungsprojekt:

HF-Design eines Meßplatzes zur Untersuchung biologisch-zerebraler Effekte in niederfrequent gepulsten Hochfrequenzfeldern

Projektleiter: Prof. Dr.-Ing. V. Hansen, Lehrstuhl für Theoretische Elektrotechnik, Bergische Universität-Gesamthochschule Wuppertal, Fuhlrottstraße 10, D-42097 Wuppertal

Verfasser: Dipl.-Ing. Th. Eibert

Projektbearbeitung: Prof. Dr.-Ing. V. Hansen, Dipl.-Ing. Th. Eibert, Dipl.-Ing. H. Kammerer, Dipl.-Ing. Th. Vaupel

1 Einleitung

Das vorliegende Projekt steht in engem Zusammenhang mit dem von der Forschungsgemeinschaft Funk e.V. initiierten Forschungsprojekt „Biologisch-zerebrale Effekte in niederfrequent gepulsten Hochfrequenzfeldern“ (kurz: EEG-Projekt, Projektverantwortlicher: Prof. Dr. med. W. Gehlen [1]). Ziel dieses EEG-Projektes war, zu untersuchen, ob niederfrequent gepulste HF-Felder, wie sie beim Betrieb von Mobilfunknetzen auftreten, biologisch-zerebrale Effekte im athermischen Bereich induzieren.

Eine der wichtigsten Anforderungen an jede wissenschaftliche Untersuchung ist die Gewährleistung der Nachvollziehbarkeit der Untersuchung durch andere Wissen-

schaftler. Für das EEG-Projekt sind in diesem Zusammenhang HF-technische Fragestellungen von entscheidender Bedeutung. Insbesondere stehen dabei die Erzeugung eines wohldefinierten HF-

Feldes sowie die Vermeidung unerwünschter HF-Störungen im Vordergrund. Deshalb wurde im Vorfeld und auch begleitend zum EEG-Projekt das vorliegende Forschungsprojekt durchgeführt.

Häufig verwendete Formelzeichen und Abkürzungen

$ A $	Betrag der Größe A	\vec{r}	Ortsvektor
A_e	Antennenwirkfläche	Δr	Abstand
\vec{E}, E	Amplitude der elektrischen Feldstärke	S_{21}	Transmittanz
EEG	Elektroenzephalogramm	UKW	Ultrakurzwellen
f	Frequenz	VHF	very high frequency
G	Antennengewinnfunktion	x,y,z	kartesische Koordinaten
GSM	Global System for Mobile Communication	Z_0	Feldwellenwiderstand des freien Raumes
HF	Hochfrequenz	ϵ	Dielektrizitätskonstante
P	Leistung	ϵ_r	relative Dielektrizitätskonstante
r	Reflexionsfaktor	λ	Wellenlänge
		σ	elektrische Leitfähigkeit

2 Zusammenfassung

Die Notwendigkeit zur Untersuchung biologisch-zerebraler Effekte von niederfrequent gepulsten HF-Feldern hat sich vor allem durch die Einführung der digitalen Mobilfunknetze nach dem GSM-Standard ergeben. Eine mögliche Gefährdung des Menschen könnte insbesondere von den Mobilstationen ausgehen, da sich die Sendeantenne dabei in unmittelbarer Nähe zum Kopf des Nutzers befinden kann. Aus diesem Grund wurde ein handelsübliches D-Netz-Mobiltelefon zur Erzeugung des Expositionsfeldes verwendet, wobei der Abstand zwischen dem Kopf der Testperson und der Sendeantenne so festgelegt wurde, daß der in

DIN VDE 0848 für den Expositionsbereich 2 angegebene Grenzwert nicht überschritten wird.

Simulationsrechnungen für den vorgesehenen Versuchsraum ergaben, daß ohne besondere Dämpfungsmaßnahmen keine definierte Feldverteilung erreicht werden kann, da die vorhandenen Wandreflexionen zu starken Stehwelligkeiten führen. Aus diesem Grund wurde der Testraum weitgehend mit HF-Absorbern ausgekleidet, um unerwünschte Wandreflexionen zu unterdrücken. Entsprechende Simulationsrechnungen des Raumes mit Absorbern zeigen, daß die so erzielte Feldverteilung genügend glatt ist.

Zur Kontrolle des Expositionsfeldes wurde ein $\lambda/4$ -Monopol mit

einem HF-Detektor zur Verfügung gestellt. Die Aufzeichnung des Expositionsfeldes erfolgte über einen freien Kanal der A/D-Wandlertabelle des EEG-Auswerterechners. Zusätzlich wurde ein Analoginstrument zur Verfügung gestellt, das eine grobe Überprüfung des Betriebszustandes des Mobiltelefons erlaubt.

Die Störfeldmessungen ergaben, daß keine unerwarteten Störfelder vorliegen. Die Störfelder wurden im Frequenzbereich von 5 Hz bis 3 GHz gemessen und aufgezeichnet. Bei den identifizierten Störquellen handelte es sich im wesentlichen um Rundfunksender und um lokale Funkdienste.

EEG-Messungen mit Hilfe eines Kunstkopfes (keine Gehirnströme vorhanden) bzw. direkt an Versuchspersonen ergaben, daß geringe Einkopplungen des Expositionsfeldes in die Meßapparatur auftreten können. Im wesentlichen liegen die Einkopplungen bei der Mobilfunkfrequenz von $f = 217$ Hz und können damit durch eine genügend groß gewählte Abtastfrequenz wirksam aus dem Nutzbereich des EEG herausgehalten werden. Somit liegen die Störungen im Nutzbereich des EEG durch eine direkte Einkopplung des Expositionsfeldes in die Meßapparatur höchstens in der Größenordnung der Störungen, die auch dann auftreten, wenn EEG-Messungen ohne Expositionsfeld durchgeführt werden. Das bedeutet, daß die Störungen durch das Expositionsfeld einerseits kaum direkt zugeordnet werden können und andererseits ihre Beseitigung wenig Sinn machen würde, solange vergleichbar große Störungen in der Natur der EEG-Messung liegen.

Verwendete Meßgeräte

Crystal Detector HP8472A, Hewlett Packard

D-Netz Mobile Station, Motorola

Package: S2604AAF, Modell: CCUF2170A, MSN: 910RSN2912

Doppelkonusantenne BBA 9106

Dipl.-Ing. Günter Schwarzbeck, Mess-Elektronik

Geschirmte kalibrierte Meßspule HZ-10, Rohde & Schwarz

0816.2511.02, Ser. Nr. 835925/2

Logarithmisch periodische Antenne, Rohde & Schwarz

60 Ω , 80 - 1000 MHz

BN 1500203, FNr. H41957/24

Logarithmisch periodische Antenne

Polarac Electronic Instruments, Typ CA-LPR

Monopolantenne (2mal, Eigenbau)

Stabantenne HFH 2-Z1, Rohde & Schwarz

335.3215.52

Netzwerkanalysator HP85047A, Hewlett Packard

Ser. Nr. 2830J00827

Spektrumanalysator HP8592A, Hewlett Packard

Spektrumanalysator HP4195A, Hewlett Packard

Ser. Nr. 2830J00827

3 Erzeugung des Expositionsfeldes

Für die Erzeugung des Expositionsfeldes wurde ein D-Netz-Mobiltelefon von Motorola (siehe Meßgeräteleiste) mit einer nominalen Impulsausgangsleistung von 8 W verwendet. Für die Durchführung der Versuche wurde das Gerät in einem Testmodus auf einem der freien D2-Netz-Kanäle 120-124 betrieben. Dabei sendet das Gerät ständig mit einer Impulswiederholrate von 217 Hz ein zufälliges GSM-Signal.

Wichtig für die Beurteilung und die Reproduzierbarkeit der Untersuchungen des EEG-Projektes ist zum einen eine genaue Kenntnis des Sendesignals (Sendeleistung, Nahfeldverhalten der Antenne) und zum anderen die sich global einstellende Feldverteilung im Testraum, wobei vor allem darauf zu achten ist, daß die Feldverteilung genügend glatt ist.

3.1 Vermessung des Mobiltelefons

Um kontrollierte und nachvollziehbare Versuchsbedingungen zu erreichen, ist es notwendig, die vom Mobiltelefon erzeugte Feldstärke am Ort des Kopfes der Testperson (Testperson nicht vorhanden) zu kennen. Grundlage ist die Amplitude der elektrischen Feldstärke der Sendepulse.

In einem ersten Schritt wurde die Ausgangsleistung des Mobiltelefons an 50 Ω gemessen, die nominal 8 Watt ± 2.5 dB beträgt. Zu diesem Zweck wurde anstelle der Antenne ein Adapter für ein 50Ω-

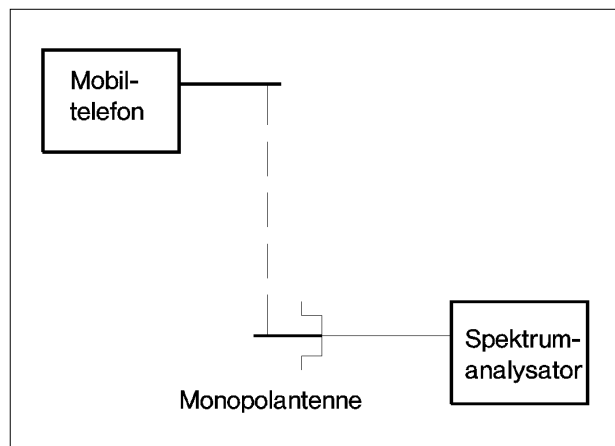


Abbildung 1:
Meßaufbau für
E-Feldmessung

Koaxialkabel (SMA) angebracht. Die Messungen wurden für die z.Zt. noch nicht genutzten D2-Kanäle 120-124 durchgeführt, wobei sich zwischen den einzelnen Kanälen keine Unterschiede ergaben. Einmal wurden die Messungen mit einem mit Hilfe einer Referenzquelle geeichten HF-Detektor (Crystal Detector HP 8472A) und zum anderen direkt mit einem Spektralanalysator (HP 8592A) durchgeführt. Im folgenden sind die Ausgangsleistungen für die einzelnen Leistungsstufen angegeben.

Leistungsstufe	Leistung an 50 Ω in Watt
15	0.04
14	0.05
13	0.07
12	0.10
11	0.17
10	0.26
09	0.42
08	0.66
07	1.05
06	1.66
05	2.63
04	3.71
03	4.68
02	7.41

Bei diesen Leistungsangaben ist zu beachten, daß die tatsächlich

über die Antenne abgestrahlte Leistung durchaus anders sein kann, da der Antenneneingangswiderstand kaum genau 50 Ω betragen wird. Jedoch können diese Leistungsangaben zu einer groben Abschätzung der Feldstärkeverteilung herangezogen werden.

Um eine genaue Festlegung des Abstandes Kopf/Antenne vornehmen zu können, wurden deshalb Messungen der elektrischen Feldstärke in Abhängigkeit vom Abstand zur Antenne durchgeführt. Das Mobiltelefon wurde zu diesem Zweck in einem reflexionsfreien Raum in waagrechter Lage (Tastatur nach oben) auf einem Holzständer (geringe Beeinflussung der Feldverteilung) befestigt. Die elektrische Feldstärke wurde senkrecht unterhalb der Antenne in Abhängigkeit vom Abstand (Anordnung wie unter Versuchsbedingungen) zur Antenne vermessen. Als Feldsensor wurde ein λ/4-Monopol (Eigenbau) verwendet, der jeweils auf maximale Feldstärke ausgerichtet wurde. Der Monopol wurde direkt an den 50Ω-Eingang des Spektralanalysators angeschlossen. Der Meßaufbau ist in Abbildung 1 dargestellt.

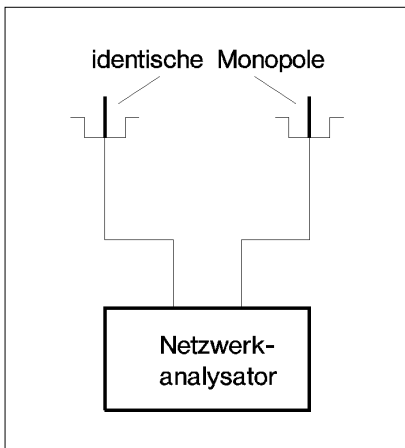


Abbildung 2: Meßaufbau zur Eichung des Monopols

Die angezeigte Leistung ergibt sich zu

$$P_{anz} = (1 - |r|^2) P_e \quad (1)$$

Dabei ist r der Reflexionsfaktor des Monopols an 50Ω und P_e ist die empfangene Leistung des Monopols, sie ergibt sich unter Einführung der Antennenwirkfläche A_e zu

$$P_e = A_e \frac{|E|^2}{2Z_0} \quad (2)$$

womit für die Amplitude (Spitzenwert) der elektrischen Feldstärke

$$|E| = \sqrt{\frac{P_{anz} 2Z_0}{A_e (1 - |r|^2)}} \quad (3)$$

folgt.

Die unbekanntenen Kenngrößen A_e und r des Monopols wurden über eine Eichmessung (siehe Abbildung 2) mit zwei identischen Monopolen, die unter Fernfeldbedingung betrieben wurden, bestimmt. Dabei gilt für eine Antenne

$$A_e = \frac{\lambda^2}{4\pi} G \quad (4)$$

wobei G die Gewinnfunktion der Antenne ist. Bei gegebenem

Abstand zwischen den beiden Monopolen kann der Gewinn für die betrachtete Ausrichtung der Monopole direkt aus dem Betrag der Transmittanz S_{21} , der mit den beiden Monopolen aufgebauten Übertragungsstrecke, die mit einem Netzwerkanalysator (HP 85047A) gemessen wurde, bestimmt werden. Es ergibt sich

$$G = \frac{4\pi\Delta r}{\lambda} |S_{21}| \quad (5)$$

wobei Δr der Abstand zwischen den beiden Monopolen ist. Der

Reflexionsfaktor r des Monopols kann direkt mit einem Netzwerkanalysator gemessen werden. Für den verwendeten Monopol ergaben sich für die betrachtete Ausrichtung (siehe Abbildung 2) $G = 0.5$ und $|r| = 0.98$.

Die Messung der elektrischen Feldstärke wurde für die maximale Leistungsstufe 02 durchgeführt, die verschiedenen Kanäle (120-124) führten zu gleichen Ergebnissen. Abbildung 3 zeigt die Amplitude (Spitzenwert) der elektrischen

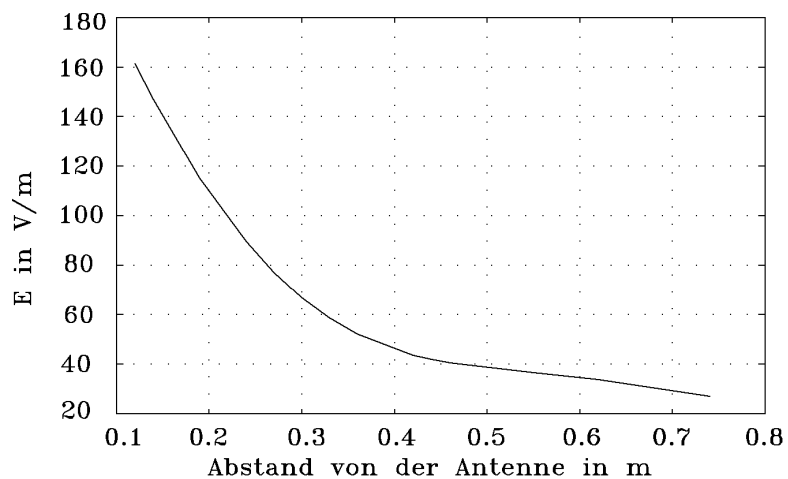


Abbildung 3: $|E|$ in Abhängigkeit vom Abstand

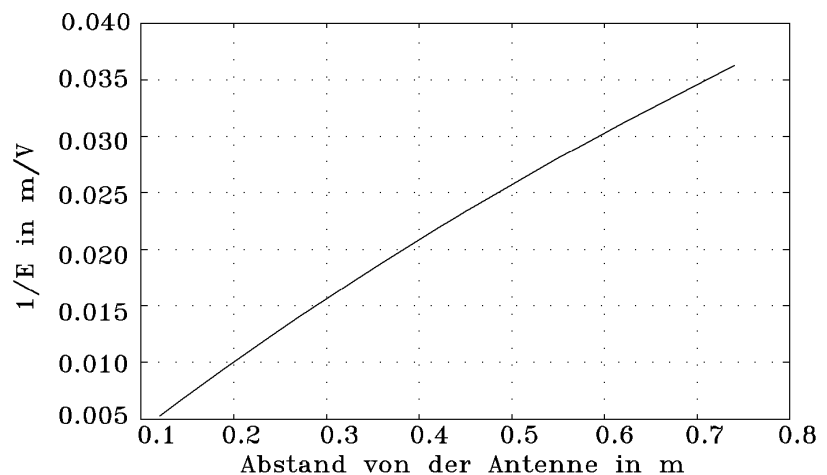


Abbildung 4: $1/|E|$ in Abhängigkeit vom Abstand

Feldstärke in Abhängigkeit vom Abstand zur Antenne. Außerdem ist in Abbildung 4 der Kehrwert von $|E|$ dargestellt, wodurch besser ersichtlich ist, daß die Feldstärke, wie zu erwarten, nahezu mit dem Kehrwert des Abstandes abnimmt. Die dargestellten Kurven sind jeweils Ausgleichspolynome, die durch die einzelnen Meßpunkte gelegt wurden. Für Abbildung 3 wurde ein Polynom 3. Ordnung und für Abbildung 4 ein Polynom 5. Ordnung verwendet. Aus den Bildern kann der einzustellende Abstand zwischen Sendeantenne und Kopf der Testperson bei gegebener Sollfeldstärke entnommen werden. Für das EEG-Projekt wurde der Abstand mit Orientierung am Grenzwert von DIN VDE 0848 festgelegt. Bei einer Frequenz von 914 MHz liegt dieser Grenzwert für den Expositionsbereich 2 bei 41.4 V/m für den Effektivwert der elektrischen Feldstärke. Um sicherzustellen, daß dieser Wert nicht überschritten werden kann, wurde ein Abstand von etwa 45 cm festgelegt.

3.2 Testraum

3.2.1 Simulation der Feldverteilung im Testraum

Im Vorfeld erster praktischer Untersuchungen wurde die Feldverteilung im Testraum mit Hilfe numerischer Simulationsrechnungen untersucht. Dazu wurde der gesamte Testraum in ein Diskretisierungsvolumen mit den Abmessungen

$$\begin{aligned} -4.0 \text{ m} &\leq x \leq 4.0 \text{ m}, \\ -2.0 \text{ m} &\leq y \leq 2.0 \text{ m}, \\ -0.8 \text{ m} &\leq z \leq 4.1 \text{ m} \end{aligned}$$

eingebettet.

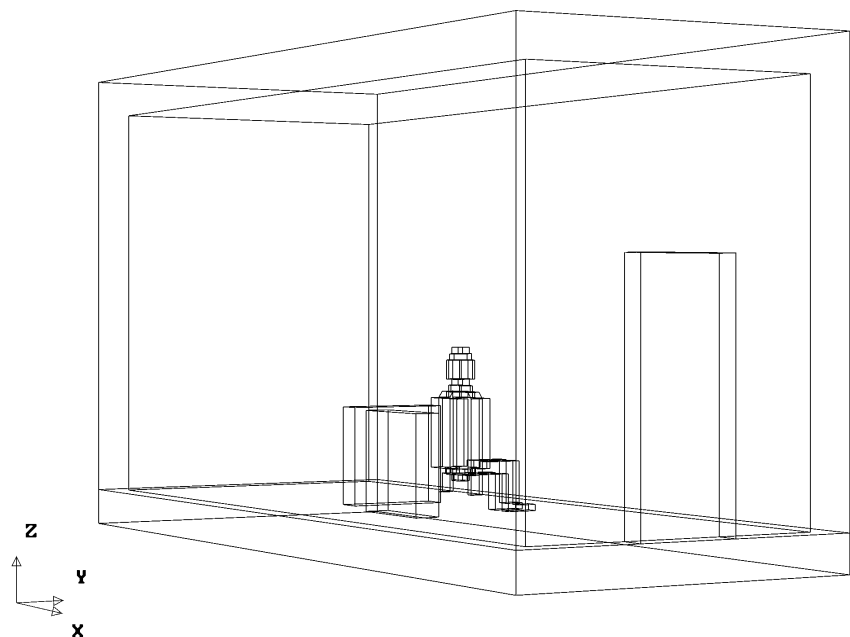


Abbildung 5: Diskretisierungsvolumen

Die Diskretisierung erfolgte mit Hilfe eines lokalen numerischen Feldberechnungsverfahrens auf der Grundlage eines kartesischen Gitternetzes mit einer maximalen Längenauflösung von 0.05 m. Nach außen wurde das Diskretisierungsvolumen mit einer näherungsweise, lokalen absorbierenden Randbedingung abgeschlossen. Die Simulationsrechnungen wurden für verschiedene Konfigurationen (leerer Testraum, Testraum mit Testperson, Testraum mit Testperson und Geräten, ...) durchgeführt. Als elektromagnetische Materialeigenschaften wurden hierzu die folgenden Werte verwendet [2, 3]:

- Boden und Decke: Beton ($\epsilon_r' = 7$, $\epsilon_r'' = 0.8$)
- Seitenwände: Gasbeton ($\epsilon_r' = 1.5$, $\epsilon_r'' = 0.2$)
- Türen: Holz ($\epsilon_r' = 2$, $\sigma = 0.005 \text{ S/m}$)
- Geräte: Aluminium ($\sigma = 3.7 \cdot 10^7 \text{ S/m}$)

- Mensch: homogener Körper ($\epsilon_r' = 55$, $\sigma = 1.3 \text{ S/m}$).

Die Feldanregung erfolgte mit einem kurzen Dipol (x-polarisiert entsprechend der Ausrichtung der Sendeantenne des Telefons, Amplitude 1 Am) am Ort $\vec{r} = (0.0 \text{ m}, 0.0 \text{ m}, 1.5 \text{ m})$.

Bei allen berechneten Konfigurationen (leerer Raum siehe Abbildungen 6 und 7) ergaben sich so starke Stehwelligkeiten, daß keine reproduzierbare Expositionsfeldstärke am Ort der Testperson garantiert werden kann. Aus diesem Grund ergab sich die Notwendigkeit, den Testraum mit HF-Absorbern auszugleichen, um die unerwünschten Interferenz- und Resonanzeffekte zu bedämpfen. Für diesen Fall wurden weitere Simulationsrechnungen durchgeführt. Die absorbierenden Wände wurden dabei so modelliert, daß für senkrechten Einfall einer ebenen Welle ein Reflexionsfaktor von -20 dB erreicht wird.

Expositionsfeld

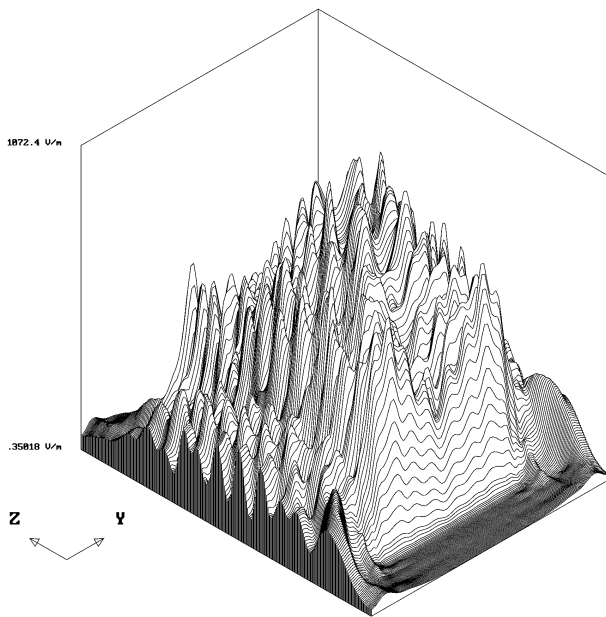


Abbildung 6: $|E|$ in Ebene $x = 0.4$ m, leerer Raum

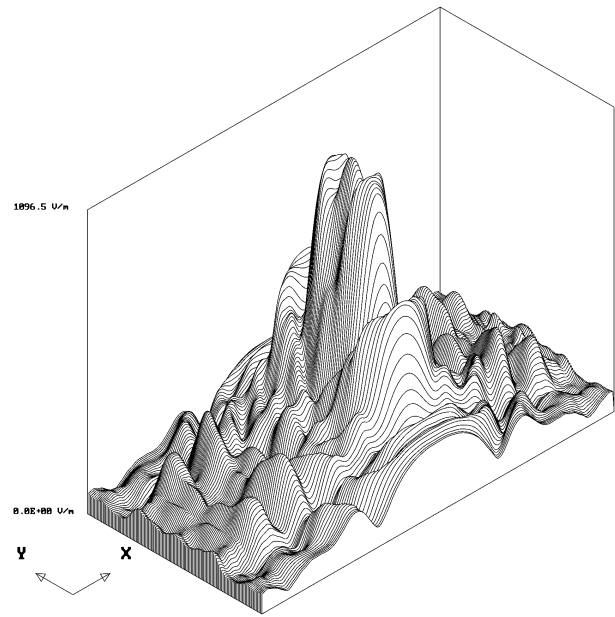


Abbildung 7: $|E|$ in Ebene $z = 1.0$ m, leerer Raum

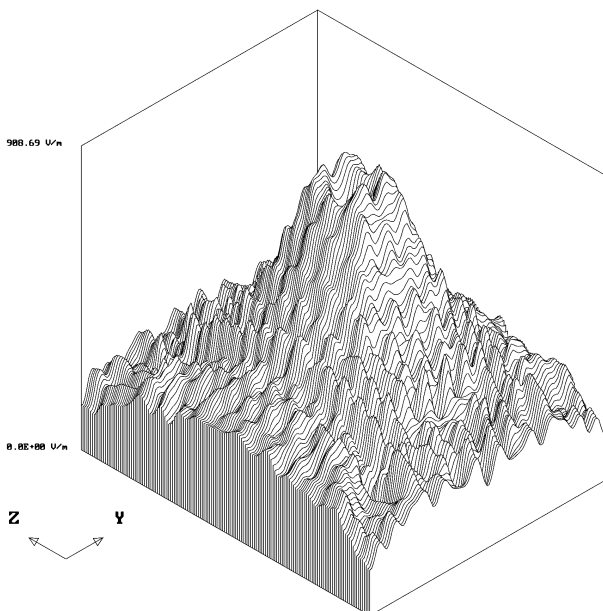


Abbildung 8: $|E|$ in Ebene $x = 0.4$ m, leerer Raum, vollständig mit Absorbern ausgekleidet

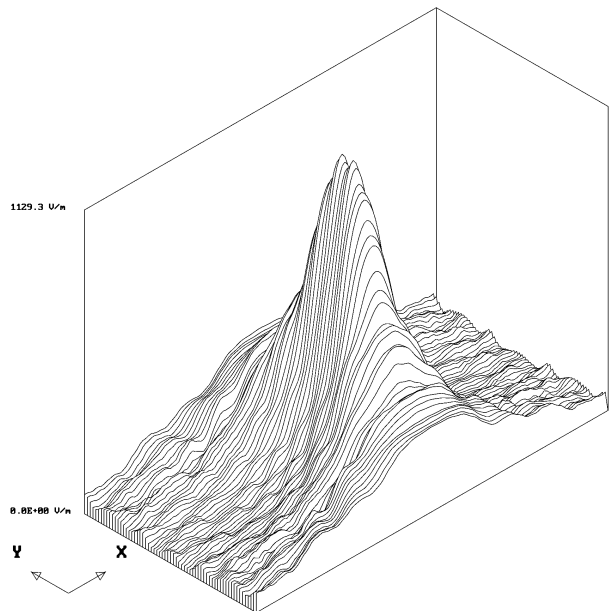


Abbildung 9: $|E|$ in Ebene $z = 1.0$ m, leerer Raum, vollständig mit Absorbern ausgekleidet

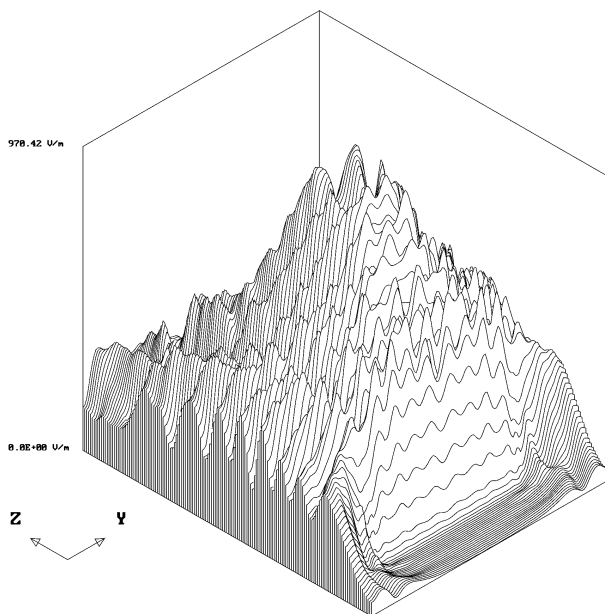


Abbildung 10: $|E|(\text{V/m})$ in Ebene $x = 0.4 \text{ m}$, leerer Raum, überall Absorber außer am Boden

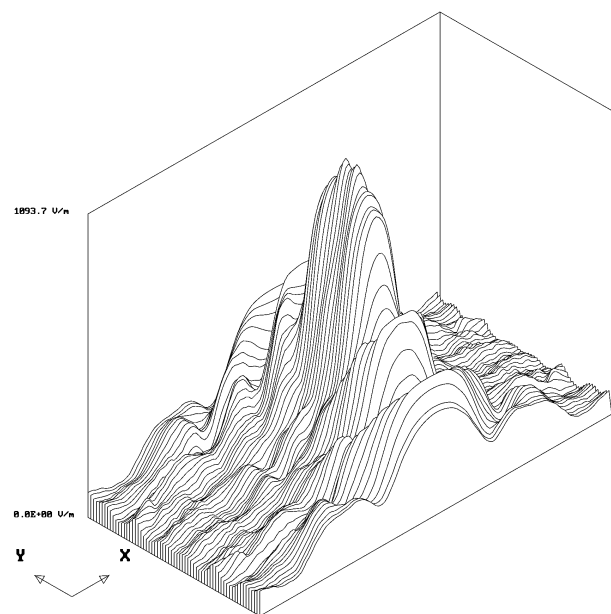


Abbildung 11: $|E|(\text{V/m})$ in Ebene $z = 1.0 \text{ m}$, leerer Raum, überall Absorber außer am Boden

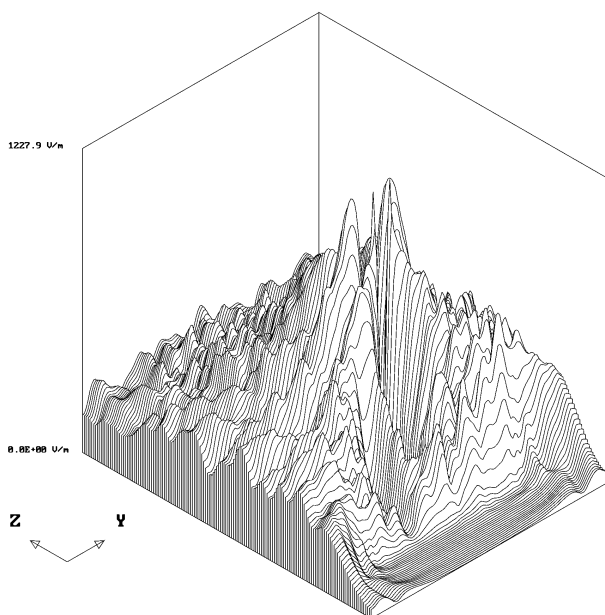


Abbildung 12: $|E|(\text{V/m})$ in Ebene $x = 0.4 \text{ m}$, Raum mit Mensch und Zusatzabsorbern, überall Absorber außer am Boden

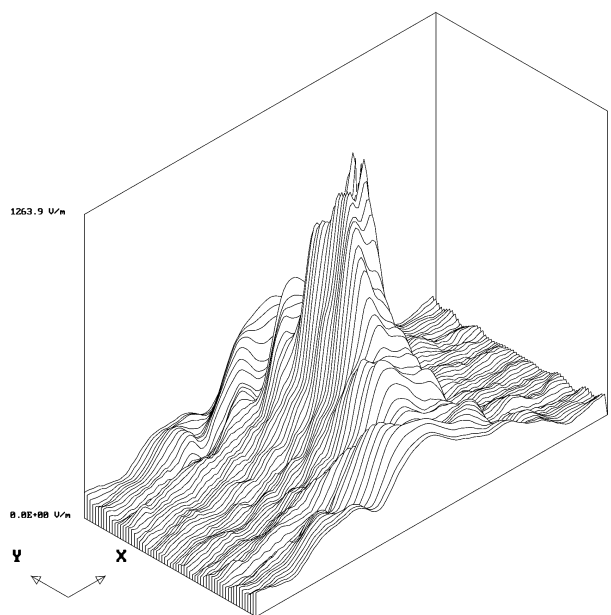


Abbildung 13: $|E|(\text{V/m})$ in Ebene $z = 1.0 \text{ m}$, Raum mit Mensch und Zusatzabsorbern, überall Absorber außer am Boden

Eine wünschenswerte Konfiguration liegt vor, wenn der Raum vollständig mit Absorbermaterial ausgekleidet ist (siehe Abbildungen 8 und 9). Da diese Konfiguration aus praktischen Gesichtspunkten nicht gut handzuhaben ist, wurde auch der Fall untersucht, bei dem sämtliche Wände des Raums außer dem Boden mit Absorbern verkleidet sind. Wie in den Abbildungen 10 und 11 zu sehen ist, ist die Stehwelligkeit stärker ausgeprägt als im Fall mit vollständiger Absorberauskleidung. Die Abbildungen 12 und 13 zeigen jedoch, daß durch das Einbringen der Testperson sowie einzelner zusätzlicher Absorberplatten in den Testraum die Stehwelligkeit deutlich verringert werden kann.

Für eine zusätzliche Veranschaulichung der Ergebnisse sind die Abbildungen 6 und 7 für den leeren Raum sowie die Abbildungen 12 und 13 für den an Decke und Seitenwänden und mit Zusatzabsorbern bedämpften Raum außerdem als Falschfarben-Contour-Plots dargestellt (Abbildungen 14, 15, 16 und 17).

3.2.2 Gestaltung des Testraumes

Eine Grundrißskizze des Testraums mit angedeuteter Ausstattung, wie sie während der Durchführung der Versuche des EEG-Projekts vorhanden war, ist in Abbildung 18 zu sehen.

Auf der Grundlage der durchgeführten Simulationsrechnungen wurde der Testraum mit HF-Absorberplatten ausgekleidet. Neben den drei Seitenwänden, wie in der Grundrißskizze zu sehen, wurde außerdem die Decke des Raumes mit Absorberplatten vom Typ RAN-

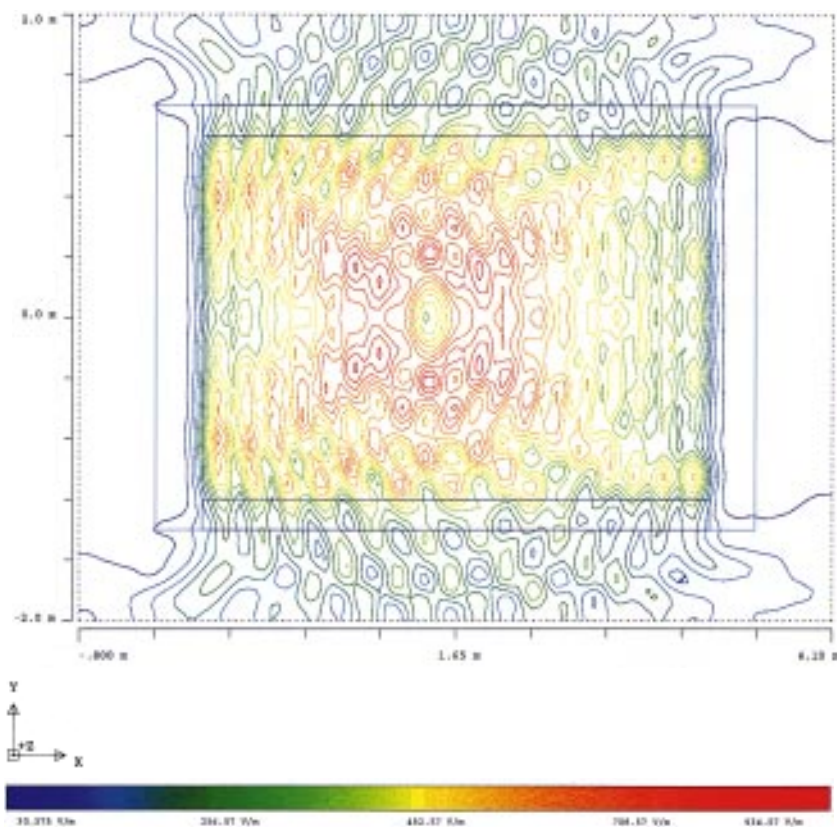


Abbildung 14: $|E|$ in Ebene $x = 0.4$ m, leerer Raum

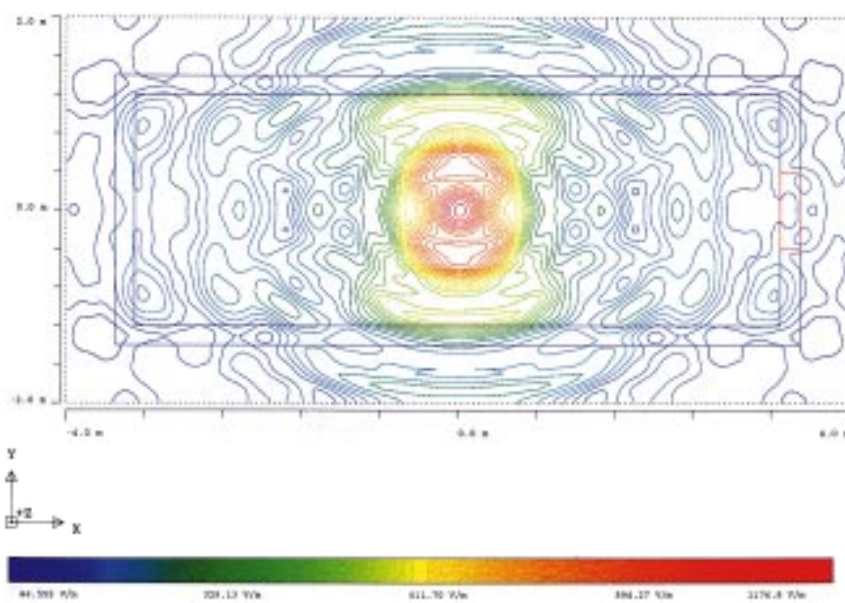


Abbildung 15: $|E|$ in Ebene $z = 1.0$ m, leerer Raum

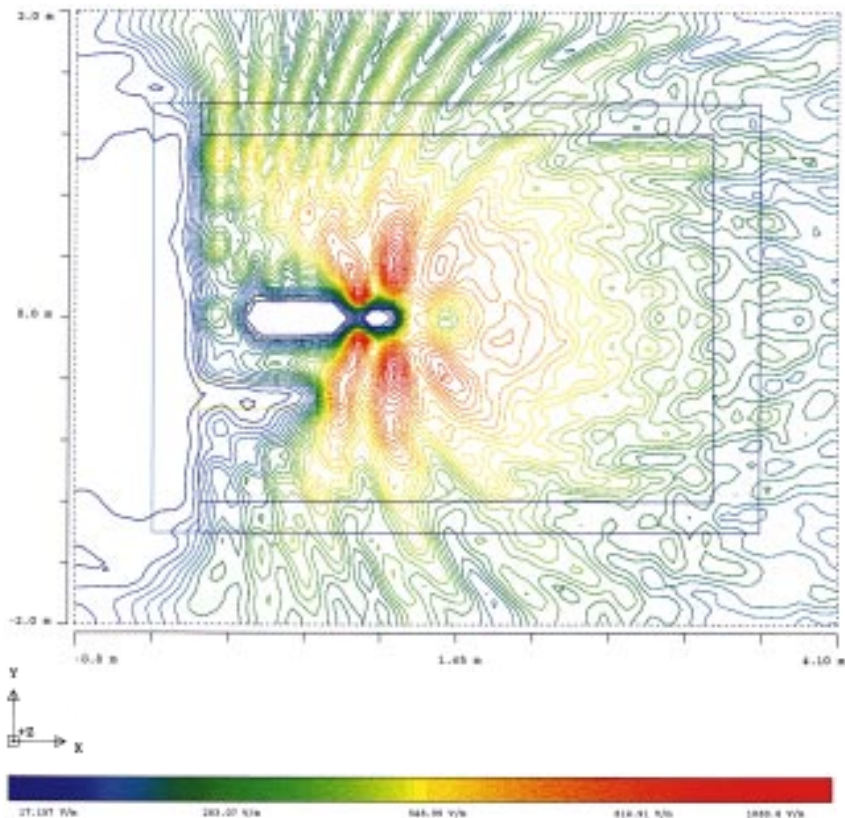


Abbildung 16: $|E|(\text{V/m})$ in Ebene $x = 0.4 \text{ m}$, Raum mit Mensch und Zusatzabsorbern, überall Absorber außer am Boden

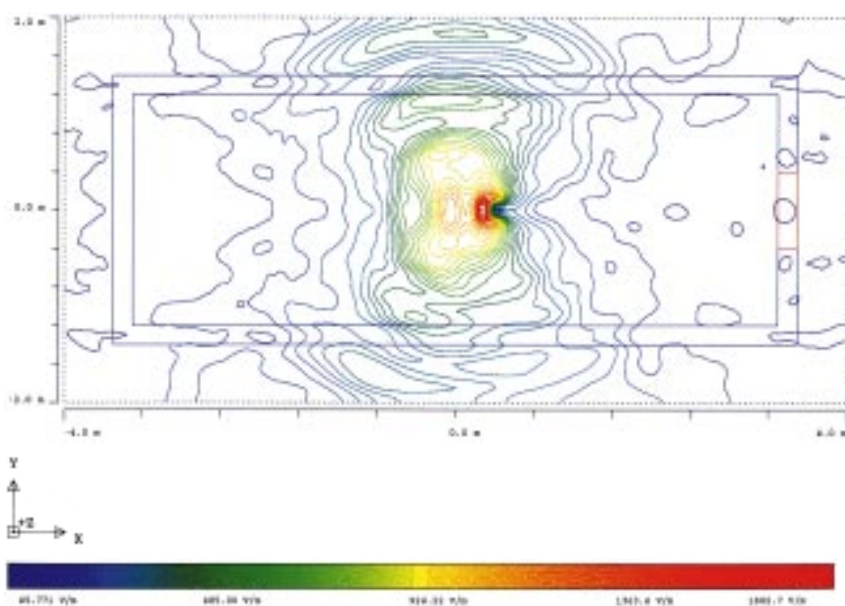


Abbildung 17: $|E|(\text{V/m})$ in Ebene $z = 1.0 \text{ m}$, Raum mit Mensch und Zusatzabsorbern, überall Absorber außer am Boden

TEC FLAT LAMINATE ABSORBER FL 4500 verkleidet. Die Absorberplatten haben für Frequenzen $f > 450 \text{ MHz}$ einen spezifizierten Reflexionsfaktor von -20 dB oder besser.

Bei den im Testraum befindlichen Gegenständen wurde darauf geachtet, daß die entsprechenden Materialeigenschaften denen von Luft möglichst ähnlich sind (Holz, Kunststoff, ...), um keine unnötigen lokalen Feldstärkeveränderungen zu bewirken. Diesbezüglich sind die im Raum befindlichen Tische und Stühle aus Holz. Die Halterung für das Mobiltelefon wurde aus Kunststoff angefertigt, sie erlaubt eine Höhenverstellung des Telefons (Monopolantenne waagrecht über dem Kopf der Testperson, die sich im Sessel befindet) in 5cm-Schritten. Um die Bedämpfung der Testraumresonanzen zu verstärken, waren während der Durchführung der Versuche im Rahmen des EEG-Projekts weitere im Raum verteilte Absorberplatten vorhanden.

4 Erfassung und Untersuchung von Störfeldern

Eine ideale Abschottung gegenüber elektromagnetischen Störfeldern ist selbst mit erheblichem Aufwand nur näherungsweise zu erreichen. Deshalb kann die Vorgehensweise nur darin bestehen, nach einer Erfassung der Störfelder über einen weiten Frequenzbereich diese daraufhin zu untersuchen, ob einzelne Störquellen eine unzulässig hohe Störfeldstärke erzeugen. Falls nötig können dann Maßnahmen ergriffen werden, diese Störquellen abzustellen oder ab-

zuschwächen (z.B. durch Verwendung eines anderen Testraumes, Abschalten der entsprechenden Geräte, ...). Eine gewisse Störfeldstärke auf geringem Niveau (z.B. durch Rundfunksender) kann solange hingenommen werden, wie die Feldstärke sehr viel kleiner als die Feldstärke des Expositionsfeldes ist und damit keine schädlichen Einflüsse auf die Versuchsergebnisse zu erwarten sind.

Während der Durchführung der Messungen befanden sich das EEG-Meßgerät mit Auswerterechner, das Mobiltelefon auf der entsprechenden Halterung sowie die notwendigen Tische und Stühle in dem Meßraum. Die Meßantennen wurden in der Mitte des Raumes aufgebaut, zusätzlich befanden sich jeweils ein Spektrumanalysator sowie ein PC 486/33MHz als Meßwerterfassungs- und Steuerungsrechner in dem Raum. Das Mobiltelefon, der Meßwerterfassungsrechner und der Spektrumanalysator waren während der Messungen eingeschaltet. Für die Darstellung der Meßergebnisse werden ausschließlich Spitzenwerte verwendet.

Für die Messung der Störfelder von 5 Hz bis 300 MHz wurden die Meßantennen gemäß Tabelle 1 verwendet.

Die Erfassung der Meßsignale erfolgte mit einem Spektrumanalysator HP 4195A von Hewlett-Packard (50Ω-Eingang). Für die automatisierte Meßwerterfassung wurde der Spektrumanalysator durch einen PC486/33MHz mit HP-IB-Schnittstelle gesteuert. Die Montage der Antennen erfolgte ohne metallische Teile auf einen Holztisch. Die Messung der Magnetfelder wurde mit der Spule HZ-10 für eine feste

Ausrichtung vorgenommen. Die Messungen mit der Monopolantenne HFH2-Z1 und mit der Doppelkonusantenne wurden für vertikale Polarisation durchgeführt.

Die Messungen erfolgten am 06.04.95 nach folgendem Zeitplan:

Uhrzeit ca.	Antenne	Anzahl Messungen
10.00-11.00	Meßspule HZ-10	6
11.20-12.20	Monopol	7
12.30-13.30	Doppelkonus	5
13.35-14.20	Meßspule HZ-10	5
14.25-15.10	Monopol	7
15.18-16.20	Doppelkonus	6

Die Anzahl der Messungen bezieht sich dabei jeweils auf den gesamten Frequenzbereich einer Antenne.

Die Frequenzunterteilungen und die korrespondierenden Bandbreiten für die verschiedenen Meßdurchgänge wurden so gewählt, daß sich ein praktikabler Kompromiß zwischen Empfindlichkeit und Auflösung sowie der Meßdauer (große Filterlaufzeiten bei schmalen Bandbreiten) ergab. Um die Informationsmenge einzuschränken, wird im folgenden so vorgegangen, daß exemplarisch nur die Meßaufzeichnungen wiedergegeben werden, die nach Sichtung aller Messungen besonders prägnante Pegelspitzen aufweisen. Diesen Pegelspitzen wird mit Hilfe von Konversionsfaktoren für die einzelnen Antennen eine elektrische Feldstärke bzw. eine magnetische Flußdichte zugeordnet.

Die Abbildungen 19 bis 24 zeigen die Aufzeichnungen mit der Meßspule HZ-10. Die Umrechnung der Meßspannungen an 50 Ω der prägnanten Pegelspitzen in die entsprechende magnetische Flußdichte erfolgt über den folgenden frequenzabhängigen Konversionsfaktor:

Frequenz	Konversionsfaktor pT/μV
50 Hz	7943.2
150 Hz	2770.0
450 Hz	708.0
3.25 KHz	133.4
7.75 KHz	56.2
31 KHz	22.9
62 KHz	18.8
95 KHz	17.8
>100 KHz	17.8

In Abbildung 19 ist besonders der durch das Energieversorgungsnetz verursachte 50Hz-Peak zu erkennen. Die Pegelspitzen in den Abbildungen 20 bis 22 sind möglicherweise auf Bildwiederholfrequenzen von Computermonitoren

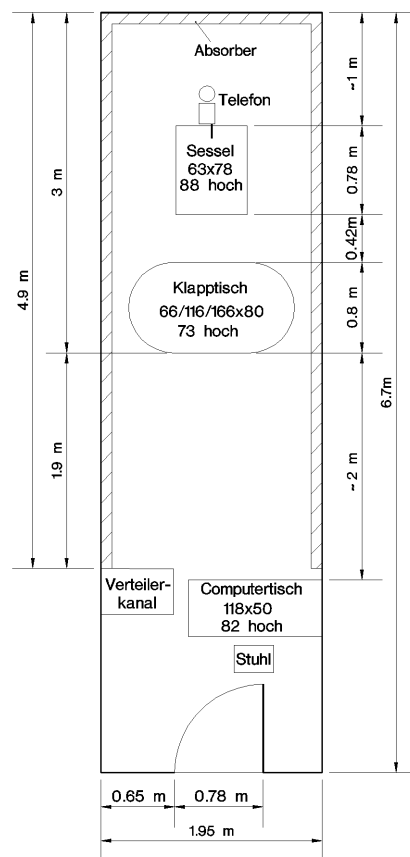


Abbildung 18: Grundriß des Testraumes

oder auf Abstrahlungen sonstiger in der Klinik verwendeter Geräte zurückzuführen. Abbildung 23 zeigt Einstreuungen von Sendern aus dem Lang- und Mittelwellenbereich, Abbildung 24 Einstreuungen von Kurzwellensendern.

Die Abbildungen 25 bis 31 zeigen die Meßaufzeichnungen für die Monopolantenne. Durch entsprechende Verstärker und Impedanzwandler wurde bei dieser Antenne ein frequenzunabhängiger Konversionsfaktor von 20 dB (1/m) erzielt, d.h. bei einer Ausgangsspannung von 1 V beträgt die Feldstärke 10 V/m. In Abbildung 25 sind wiederum Zeilenfrequenzen von Monitoren und Einstreuungen aus dem Langwellenbereich zu erkennen. Im Frequenzbereich von Abbildung 26 sowie von Abbildung 27 liegen einige prägnante Mittelwellensender. Abbildung 28 zeigt einige Rundfunkträger im 60m-Band sowie weitere Funktätigkeit im 40m-Band. In Abbildung 29 ist ein Rundfunkträger im 30m-Band auffällig, Abbildung 30 zeigt Rundfunkeinstreuungen aus dem 20m-Band. In Abbildung 32 ist ein Amateurfunkträger im 10m-Band erkennbar.

Die in VHF-Bereich eingesetzte Doppelkonusantenne hat den folgenden Konversionsfaktor:

Frequenz /MHz	Konversionsfaktor 1/m
85	1.95
88.5	2.04
95	2.37
111.5	3.09
114	3.24
125	3.72
149	4.46
203	5.75
250	6.76

Frequenz	Antennenart	Typ	Hersteller
5 Hz - 10 MHz	Geschirmte kalibr. Meßspule	HZ-10	Rohde & Schwarz
10 MHz - 30 MHz	Aktive Monopolantenne	HFH2-Z1	Rohde & Schwarz
30 MHz - 300 MHz	Doppelkonusantenne	BBA 9106	G. Schwarzbeck, Schönau

Tabelle 1

In Abbildung 33 sind verschiedene UKW-Rundfunkträger zu erkennen. Relativ hohe Feldstärken weisen die Träger in Abbildung 34 auf. Hier sind insbesondere im Flugfunkbereich von 112 MHz bis 136 MHz drei starke Träger erkennbar. Ein weiterer Peak bei 148 MHz liegt in einem Frequenzbereich, der von Taxifunkdiensten (nicht öffentlicher beweglicher Landfunk) und Kommunikationsdiensten im Bereich öffentlicher Verkehrsmittel genutzt wird. In Abbildung 35 sind einige schwächere Träger zu sehen, die von VHF-Fernsehsendern oder durch Leckstrahlung von Kabelfernsehtetzen verursacht werden.

Die Messungen im Frequenzbereich von 300 MHz - 3000 MHz wurden am 28.08.1995 durchgeführt. Für den Frequenzbereich bis 1000 MHz wurde eine logarithmisch periodische Antenne mit dem folgenden Konversionsfaktor verwendet:

Frequenz	Konversionsfaktor 1/m
310 MHz	4.36
340 MHz	4.7
395 MHz	5.25
600 MHz	7.6
700 MHz	8.9
840 MHz	10.9
920 MHz	12.2

Für den Frequenzbereich von 1000 MHz - 3000 MHz wurde eine

logarithmisch periodische Antenne mit dem Konversionsfaktor

Frequenz	Konversionsfaktor 1/m
1200 MHz	36.2
2000 MHz	46.7
2900 MHz	57.2

benutzt. Bis zu Frequenzen von etwa 800 MHz sind noch einige schwache Träger zu erkennen (siehe Abbildungen 36 und 37). Im Frequenzbereich von 1300 MHz bis 3000 MHz wurden keinerlei Störfelder registriert, die entsprechenden Bilder wurden aus diesem Grund weggelassen. Eine Kontrollmessung wurde bei eingeschaltetem Expositionsfeld vorgenommen, der Mobilfunkträger ist deutlich in Abbildung 38 zu sehen.

Die höchsten Feldstärken (Spitzenwerte) wurden einmal von dem Mittelwellensender in Abbildung 26 sowie von lokalen Funkdiensten im Bereich von 100 MHz bis 200 MHz verursacht. Bei den lokalen Funkdiensten treten die Träger dabei immer nur kurzzeitig und mit wechselnden Frequenzen auf. Die Feldstärken mit Werten bis zu etwa 25 mV/m liegen um mehrere Größenordnungen unterhalb der Expositionsfeldstärke von etwa 42 V/m am Ort des Kopfes der Testperson. Die Flußdichten der gemessenen Magnetfelder im unteren Frequenzbereich liegen durchweg auf relativ niedrigem Niveau.

Störfelder

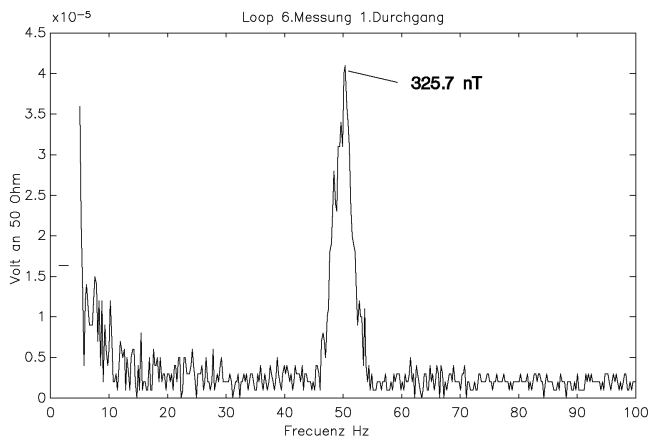


Abbildung 19: Meßspule HZ-10, Frequenzbereich 5 Hz - 100 Hz

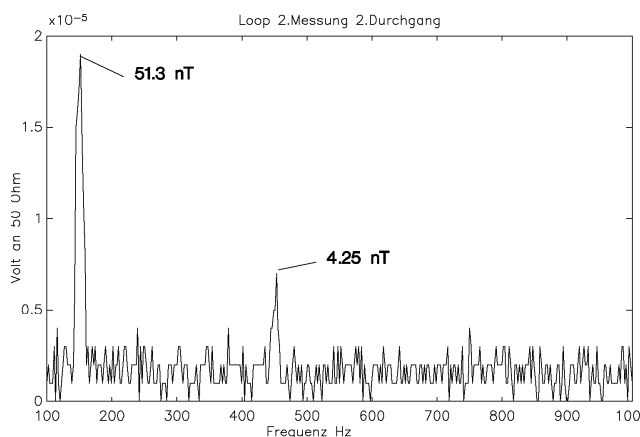


Abbildung 20: Meßspule HZ-10, Frequenzbereich 100 Hz - 1000 Hz

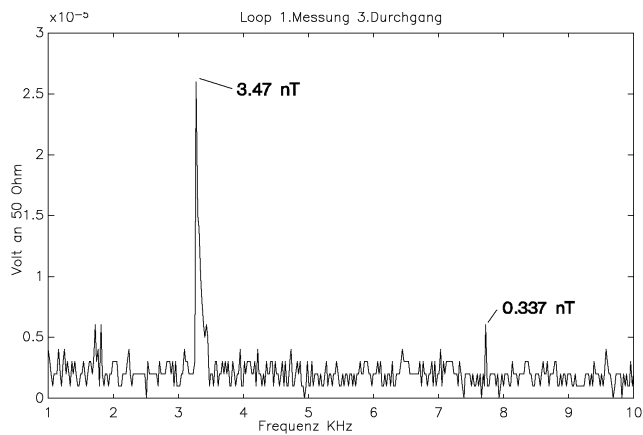


Abbildung 21: Meßspule HZ-10, Frequenzbereich 1 KHz - 10 KHz

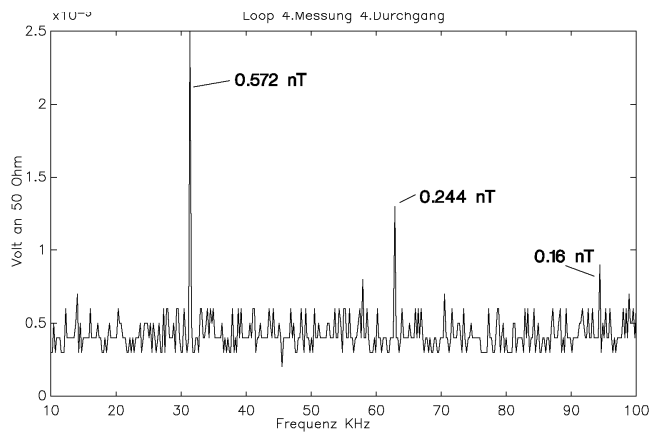


Abbildung 22: Meßspule HZ-10, Frequenzbereich 10 KHz - 100 KHz

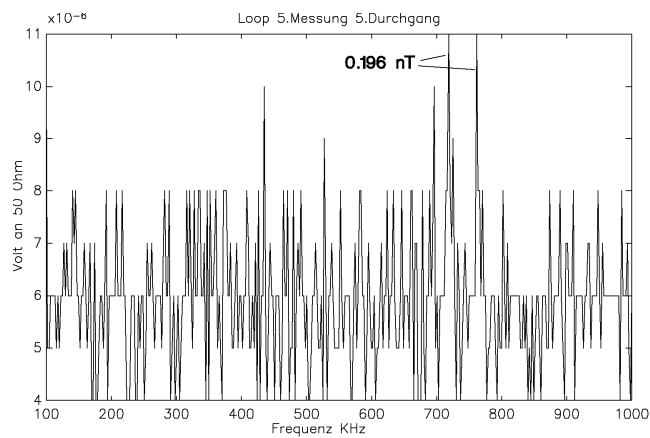


Abbildung 23: Meßspule HZ-10,
Frequenzbereich 100 KHz - 1 MHz

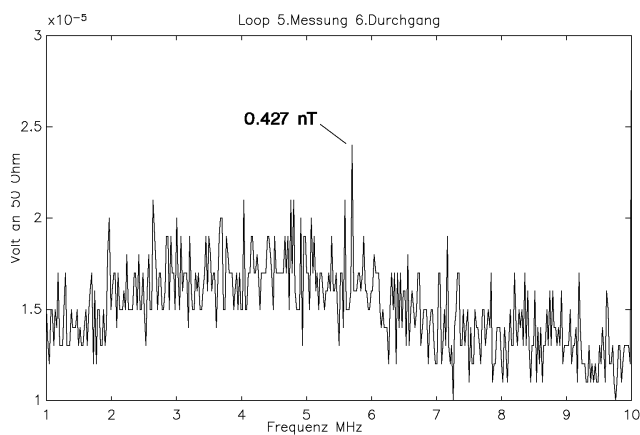


Abbildung 24: Meßspule HZ-10,
Frequenzbereich 1 MHz - 10 MHz

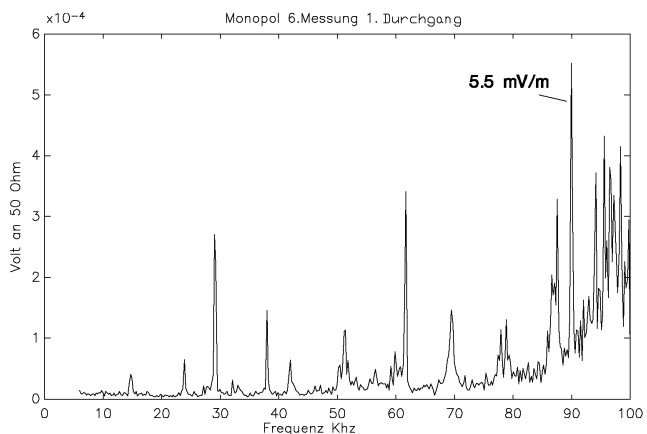


Abbildung 25: Monopol, Frequenzbereich 9 KHz - 100 KHz

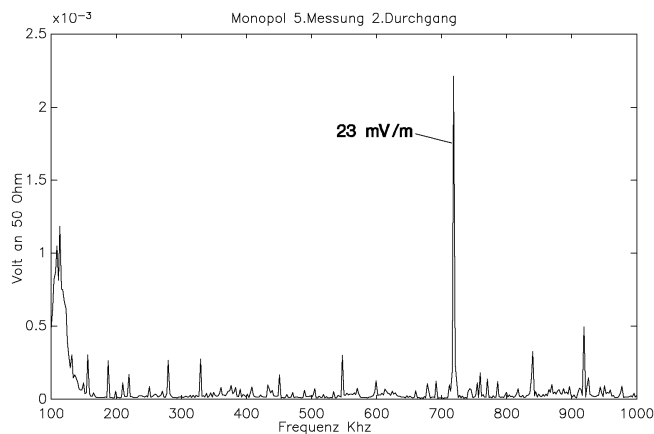


Abbildung 26: Monopol, Frequenzbereich 100 KHz - 1 MHz

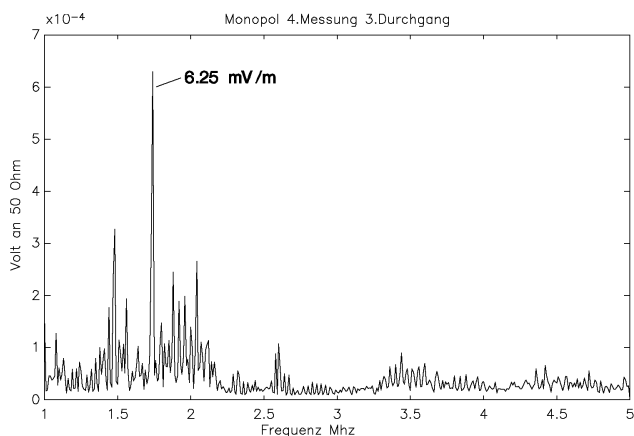


Abbildung 27: Monopol, Frequenzbereich 1 MHz - 5 MHz

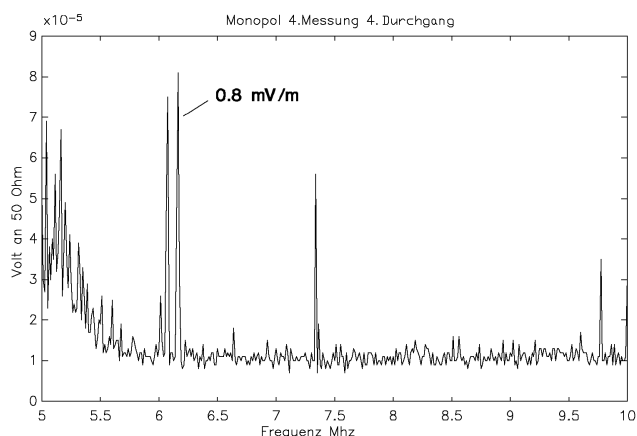


Abbildung 28: Monopol, Frequenzbereich 5 MHz - 10 MHz

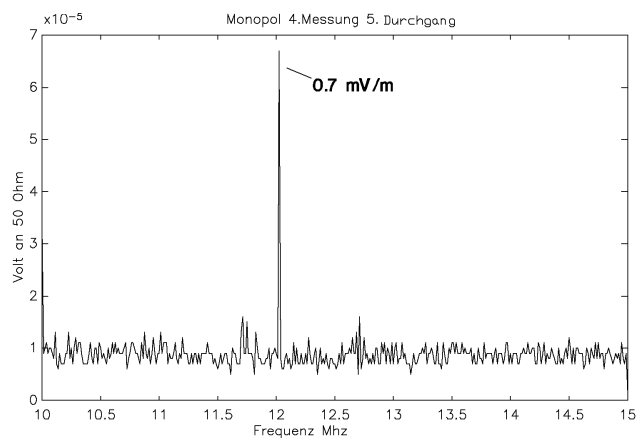


Abbildung 29: Monopol, Frequenzbereich 10 MHz - 15 MHz

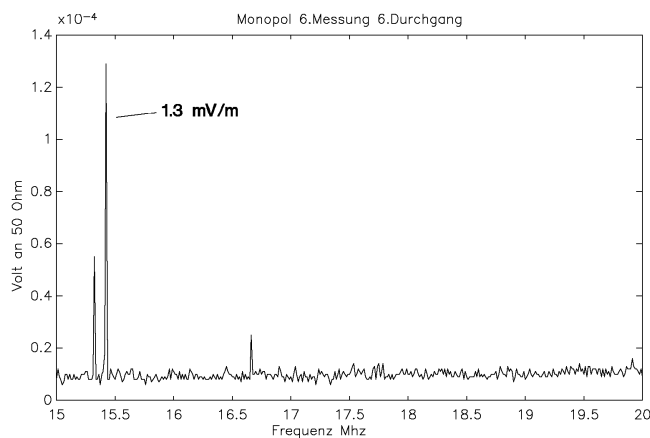


Abbildung 30: Monopol, Frequenzbereich 15 MHz - 20 MHz

Störfelder

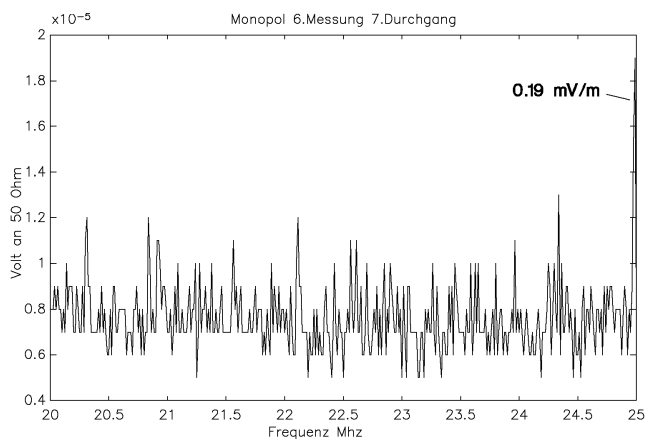


Abbildung 31: Monopol, Frequenzbereich 20 MHz - 25 MHz

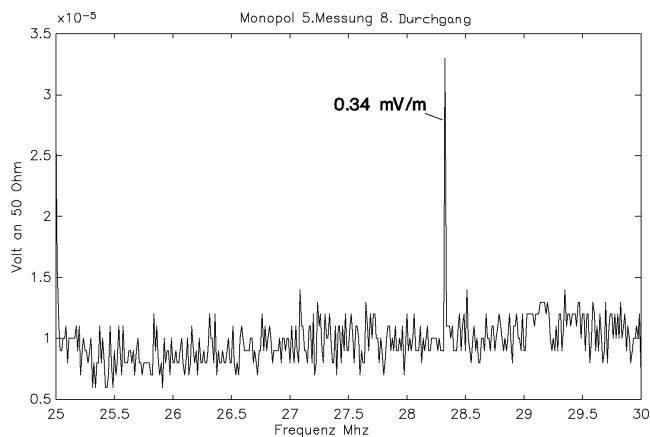


Abbildung 32: Monopol, Frequenzbereich 25 MHz - 30 MHz

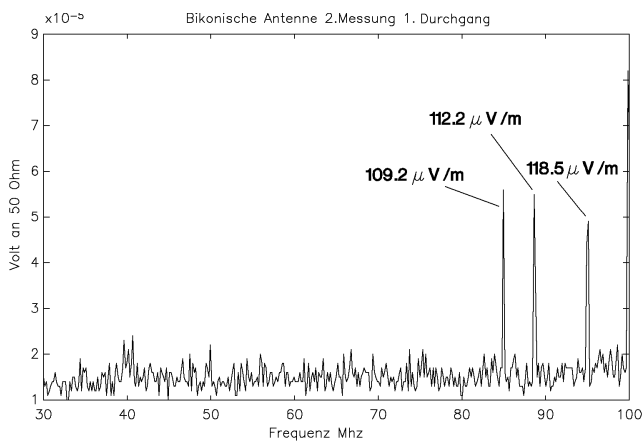


Abbildung 33: Doppelkonusantenne, Frequenzbereich 30 MHz - 100 MHz

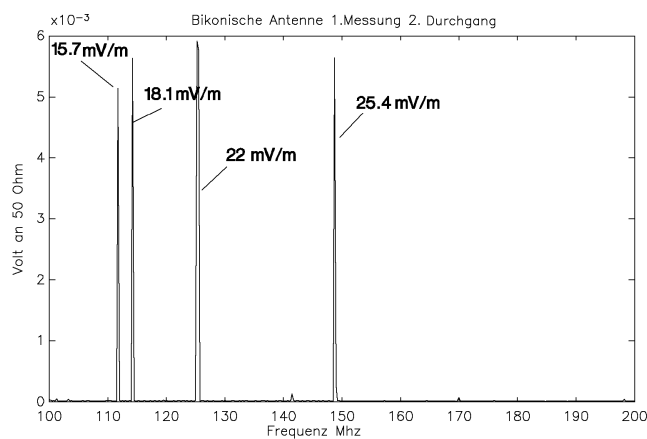


Abbildung 34: Doppelkonusantenne, Frequenzbereich 100 MHz - 200 MHz

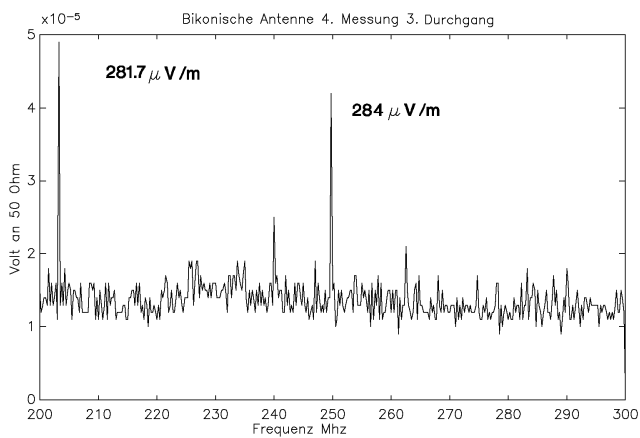


Abbildung 35: Doppelkonusantenne, Frequenzbereich 200 MHz - 300 MHz

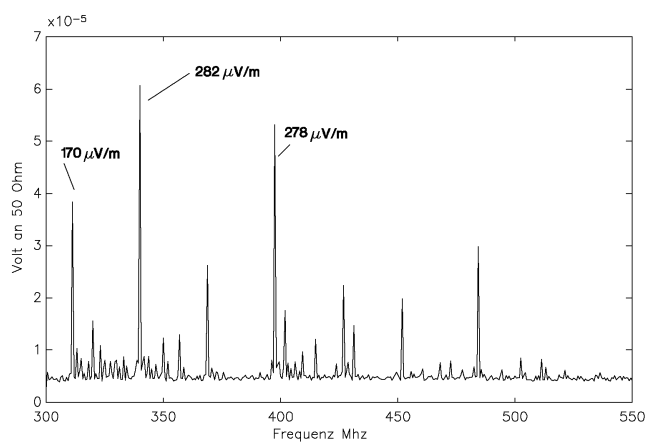


Abbildung 36: Logperiodische Antenne, Frequenzbereich 300 MHz - 550 MHz

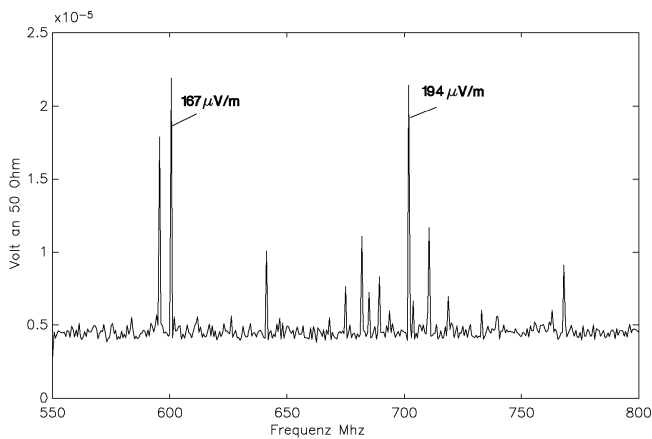


Abbildung 37: Logperiodische Antenne, Frequenzbereich 550 MHz - 800 MHz

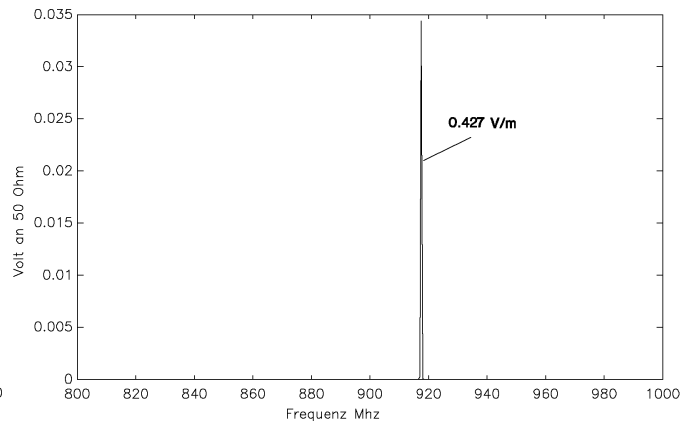


Abbildung 38: Logperiodische Antenne, Frequenzbereich 800 MHz - 1000 MHz

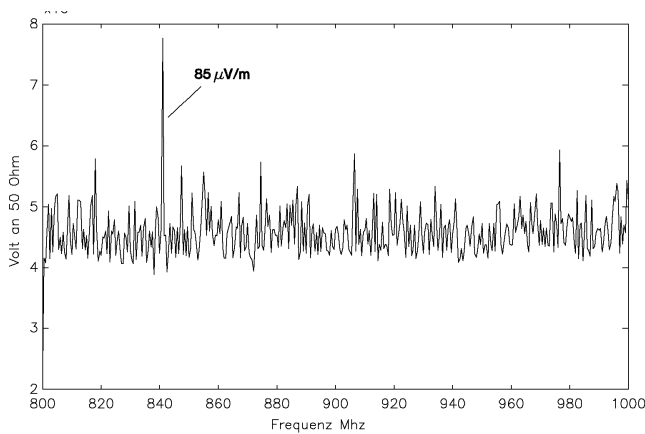


Abbildung 39: Logperiodische Antenne, Frequenzbereich 800 MHz - 1000 MHz

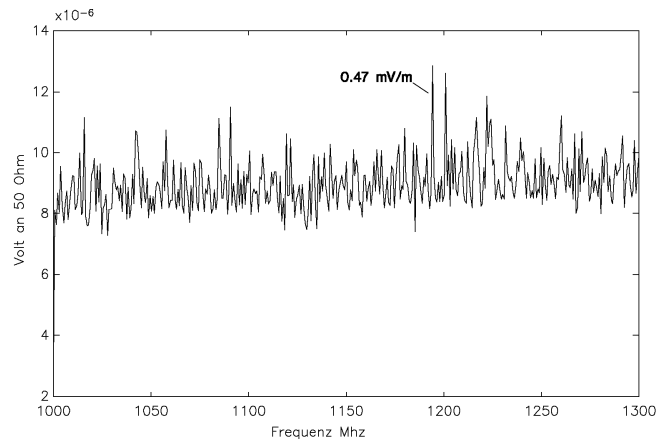


Abbildung 40: Logperiodische Antenne, Frequenzbereich 1000 MHz - 1300 MHz

5 Feldeinkopplung in die Meßapparatur

Aufgrund des üblichen Betriebs des für das EEG-Projekt vorhandenen Meßplatzes (Geräte: 20-Kanal-EEG-Gerät, Brain-Mapping-Gerät, Meßwerterechner, Flimmerfrequenzanalysator, Tachiskopie-Gerät) in normalen Krankenhausumgebungen muß eine gewisse Abschirmung dieser Geräte ge-

genüber den vorhandenen Störquellen (z.B. 50Hz-Energieversorgung) ohnehin gewährleistet sein. Gegenüber den üblicherweise vorhandenen Einkoppelmechanismen war im Rahmen des EEG-Projekts vor allem auf eine mögliche direkte Einkopplung des gegenüber den Störfeldern deutlich stärkeren Expositionsfeldes in die Meßapparatur zu achten.

Das Meßprinzip zur Erstellung eines EEG's mit der „offenen“ Anbringung der Ableitelektroden

erlaubt kaum eine Verhinderung der direkten Einkopplung des Expositionsfeldes in den Meßwertempfänger. Aus diesem Grund wurden im Rahmen des EEG-Projekts Leermessungen (ohne Testperson) mit einem technischen Kopf durchgeführt, um die Auswirkungen vor allem des Expositionsfeldes auf den Meßvorgang zu erfassen und um zu überprüfen, ob eventuell vorhandene Störungen während der Signalverarbeitung aus den Nutzsignalen herausgefiltert werden können.

Im wesentlichen wurden drei Messungen durchgeführt. Die erste Leermessung erfolgte bei ausgeschaltetem Mobiltelefon, sie gibt Aufschluß über Störungen, die in der Natur der EEG-Messung mit dem verwendeten EEG-Meßplatz liegen. Eine zweite Messung erfolgte unter Versuchsbedingungen (45 cm Abstand zwischen Kunstkopf und Mobiltelefon). Bei der dritten Messung befand sich das Mobiltelefon in unmittelbarer Nähe zum Kunstkopf. Der Zeitverlauf der EEG-Signale läßt unter Versuchsbedingungen geringe und bei Abstand 0 cm recht deutliche Störungen aufgrund des Expositionsfeldes erkennen. Ausschlaggebend für die Beurteilung der Störungen ist jedoch die spektrale Leistungsdichte der

Signale, die in den Abbildungen 41 bis 43 für die drei Messungen dargestellt ist. Im interessierenden Frequenzbereich bis etwa 30 Hz sind zwar auch hier gewisse Störungen aufgrund des Expositionsfeldes zu erkennen, jedoch ist das Störungsbild insbesondere für die Messung unter Versuchsbedingungen (45 cm Abstand) kaum zu unterscheiden von der Messung ohne Expositionsfeld, was bedeutet, daß die Störungen durch das Expositionsfeld für das zugrundeliegende EEG-Meßverfahren unerheblich sind. Eine direkte Übertragung der Ergebnisse der Leermessungen auf Messungen an Versuchspersonen ist möglich, da der Betriebszustand der Eingangsverstärker des EEG-Meßplatzes unabhängig von den Eingangs-

signalen an den Ableitelektroden ist.

Bei den bisherigen Frequenzbereichsdarstellungen wurde nur der Nutzbereich des EEG von 0 Hz - 30 Hz betrachtet. Weitere Untersuchungen ergaben, daß durch Unterabtastung von hochfrequenten Störern (Mobilfunkfrequenz 217 Hz) starke Störungen am oberen Rand des Nutzbereichs des EEG (etwa 33 Hz bei Abtastfrequenz von 250 Hz) entstehen können. Daraufhin wurde entschieden, sämtliche Auswertungen mit einer Abtastfrequenz von 500 Hz durchzuführen, wodurch eine wirksame Unterdrückung dieser Störungen gewährleistet ist. In den Abbildungen 44 und 45 sind Auswertungen für die beiden Abtastfre-

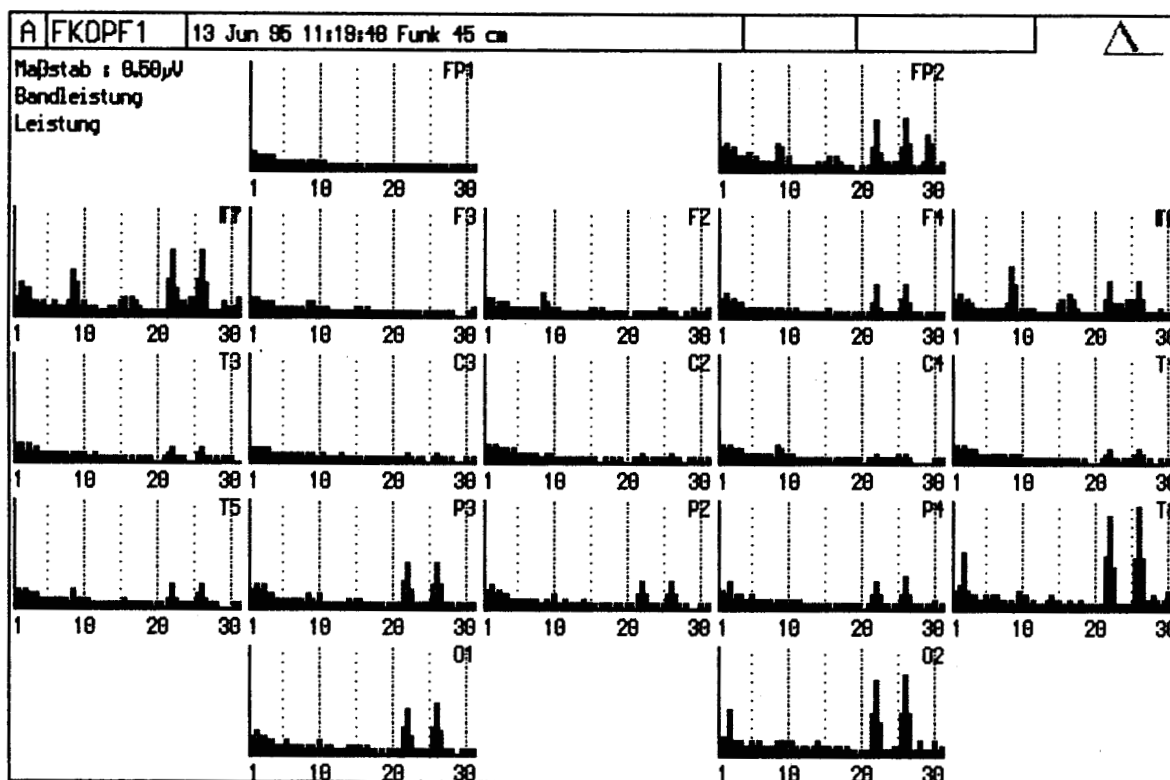


Abbildung 41: Spektrale Leistungsdichte für Kunstkopfmessung ohne Expositionsfeld

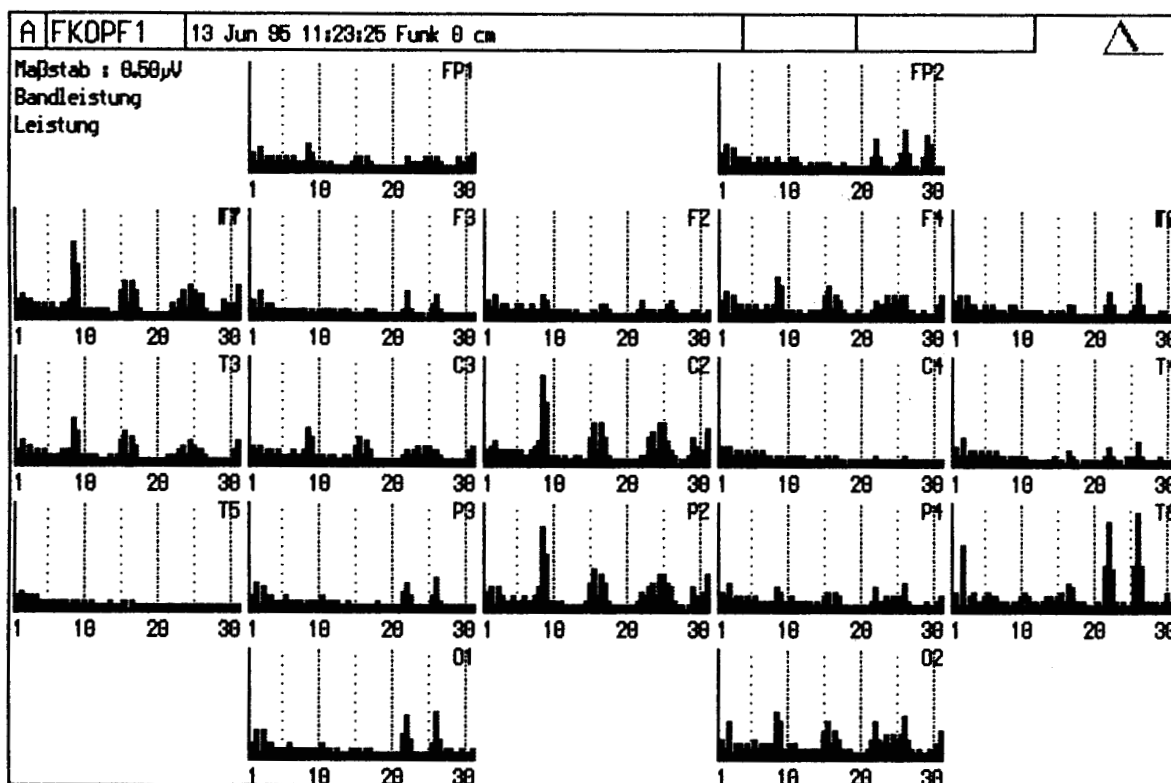


Abbildung 42: Spektrale Leistungsdichte für Kunstkopfmessung mit Expositionsfeld, Abstand 45 cm

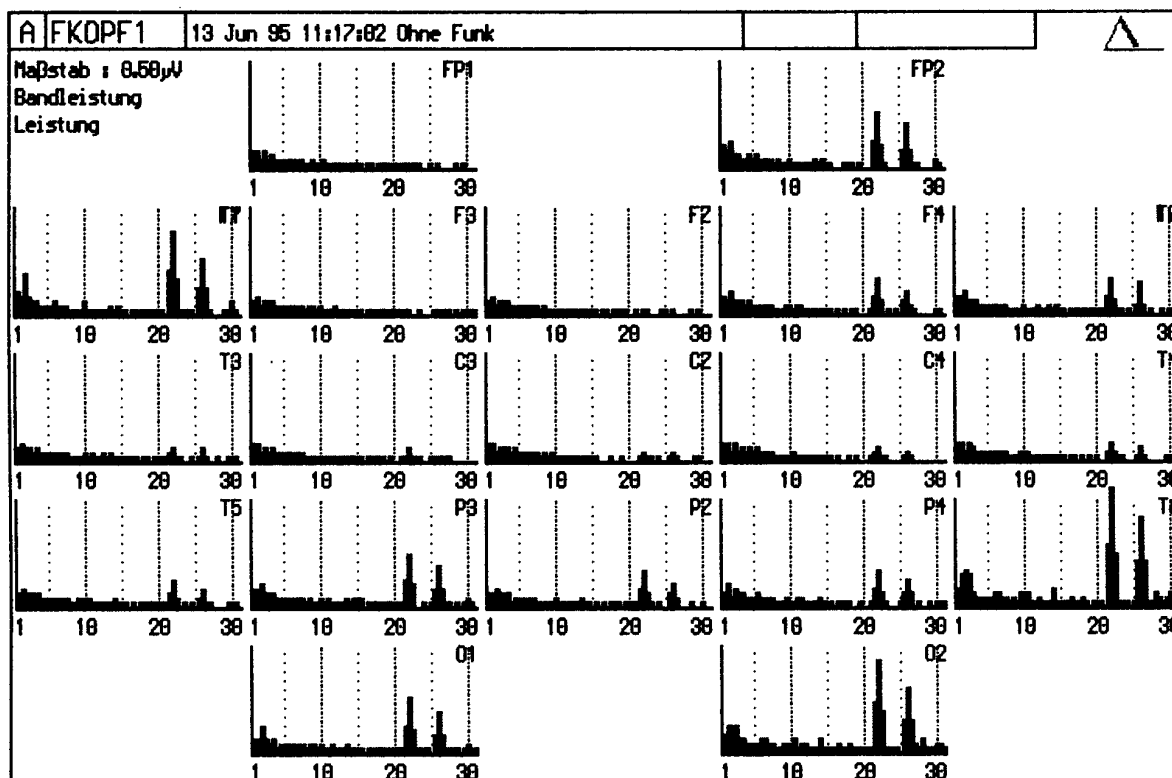


Abbildung 43: Spektrale Leistungsdichte für Kunstkopfmessung mit Expositionsfeld, Abstand 0 cm

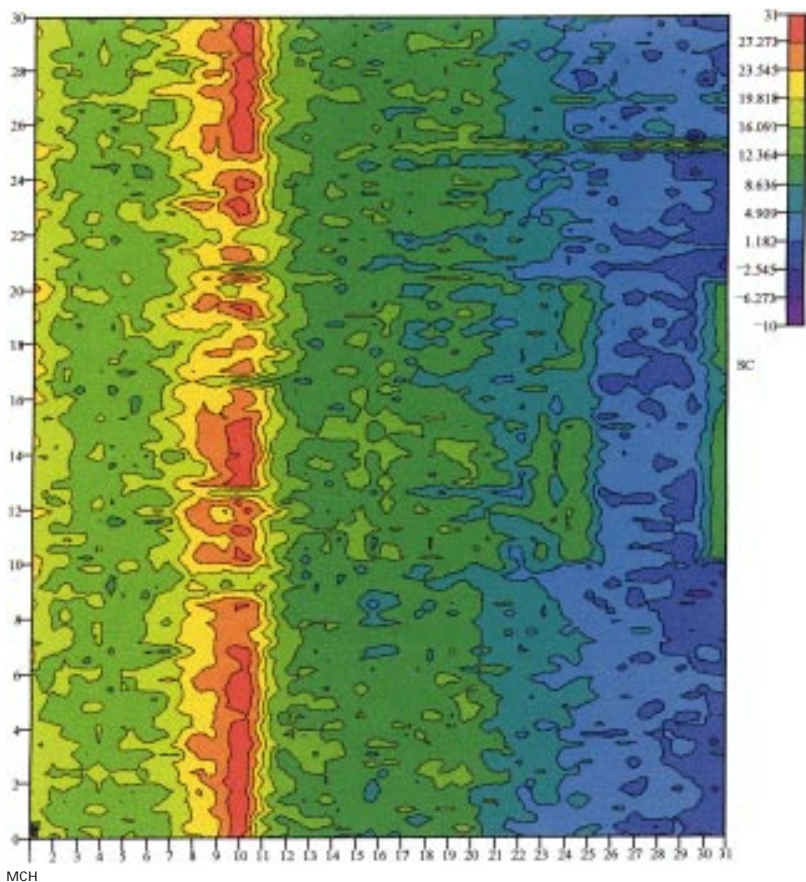


Abbildung 44: Spektrale Leistungsdichte für eine Versuchsperson mit Abtastfrequenz 250 Hz

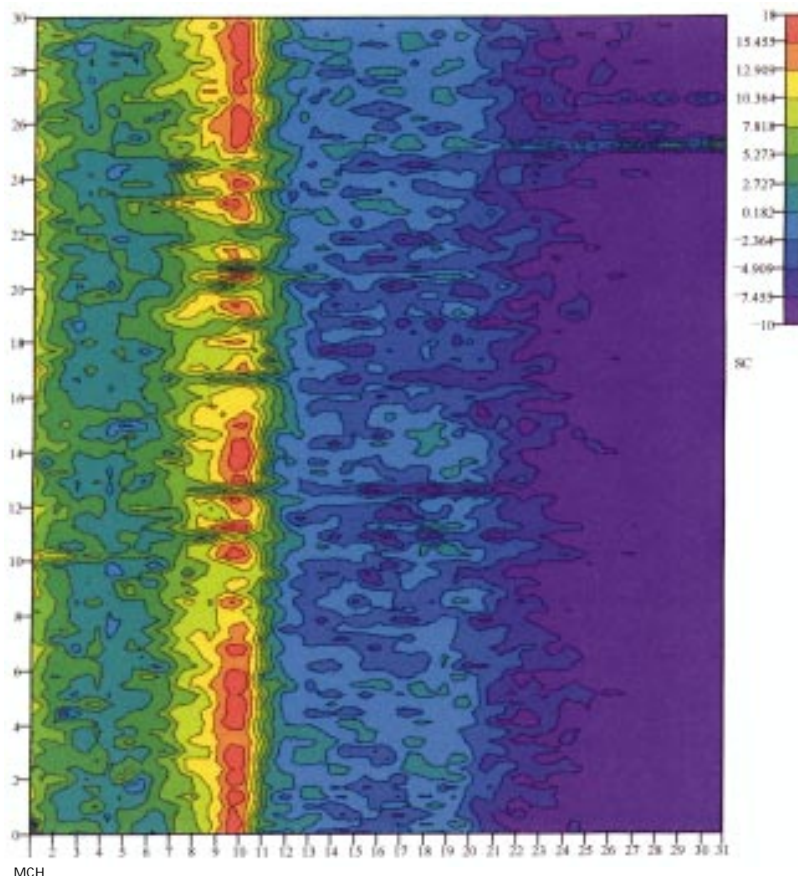


Abbildung 45: Spektrale Leistungsdichte für eine Versuchsperson mit Abtastfrequenz 500 Hz

quenzen von 250 Hz und 500 Hz gegenübergestellt, wobei in der logarithmischen Falschfarbendarstellung auf der Ordinate die Zeit in min und auf der Abszisse die Frequenz in Hz aufgetragen ist. Die Auswirkungen des Expositionsfeldes sind in beiden Darstellungen deutlich in der Zeit von 10 min - 20 min zu erkennen, jedoch sind bei einer Abtastfrequenz von 500 Hz die Störungen genügend weit vom Nutzbereich des EEG entfernt.

6 HF-Komponenten für Feldüberwachung

Die Messung des Expositionsfeldes erfolgte mit Hilfe eines $\lambda/4$ -Monopols (Eigenbau). Das Empfangssignal wurde mit einem HF-Detektor gleichgerichtet und über einen freien Kanal der A/D-Wandlertkarte des Meßrechners zusammen mit den anderen Meßdaten aufgezeichnet. Zusätzlich konnte an dem Ausgang des HF-Detektors ein Analoginstrument (μA -Meter) angeschlossen werden, das eine schnelle optische Kontrolle des Betriebszustandes des Mobiltelefons erlaubte.

Summary:

HF-Design of a Measurement Setup for the Investigation of Cerebro-Biological Effects in Low-Frequency Pulsed RF Fields

Prof. Dr.-Ing. V. Hansen, Dipl.-Ing. Th. Eibert,
Dipl.-Ing. H. Kammerer, Dipl.-Ing. Th. Vaupel,
Bergische Universität-Gesamthochschule Wuppertal,

Literatur

- [1] Gehlen, W., Spittler, J. F., Calabrese, Biologisch-zerebrale Effekte in niederfrequent gepulsten Hochfrequenzfeldern, in: Edition Wissenschaft, Nr. 12, Oktober 1996 (S. 3-28 der vorliegenden Ausgabe)
- [2] Dimbylow, P. J., Gandhi, O. P., Finite difference time domain calculations of SAR in a realistic heterogeneous model of the head for plane wave exposure from 600 MHz to 3 GHz, Phys. Med. Biol. 36 (8), 1991, pp. 1075-89.
- [3] Leberherz, M., Wiesbeck, W., Beurteilung des Reflexions- und Schirmungsverhaltens von Baustoffen, Bauphysik 12, 1990.

The described work is in close relationship to the study "Cerebro-biological Effects in Low-Frequency Pulsed RF Fields" [1] initiated by the Forschungsgemeinschaft Funk e.V. The purpose of this study was to investigate whether the electromagnetic fields of mobile telephones cause cerebro-biological effects. The intensities of the fields should be relatively low to avoid the occurrence of thermal effects. To assure that the results are reproducible in the sense of a scientific work, special attention was given to the HF-design of the investigation methods, what is described in this paper.

The exposition field was produced with a commercial mobile telephone. The output power of the telephone and the magnitude of the electric field strength in terms of the distance to the antenna of the telephone were measured. According to these results the distance bet-

ween the head of the test person and the antenna was adjusted to about 45cm to assure that the limit value according to DIN/VDE 0848, exposition condition 2 could not be exceeded. Numerical simulations of the test room showed that it was necessary to equip the room with HF-absorbers in order to achieve a reproducible field distribution in the room. External parasitic fields were measured and recorded in the frequency range of 5Hz to 3GHz. The strongest identified parasitic sources were public and local radio transmitters. The highest field strengths up to about 25mV/m were magnitudes smaller than the exposition field strength of about 40V/m. By an analysis of the EEG-signals small distortions of the signals due to the exposition field were found. The distortions could effectively be suppressed by the choice of an appropriate sampling rate of 500Hz for the digital evaluation of the EEG-signals.



Impressum

Edition Wissenschaft der FGF e.V.

Herausgeber: Forschungsgemeinschaft Funk e.V., Rathausgasse 11a,
D-53111 Bonn, Telefon: 0228 / 72622-0, Telefax: 0228 / 7262211

Redaktion: Gerd Friedrich (verantw.)

Grafik, Satz, Layout: Autoren Societät, Bonn

Die vorliegende Studie wurde im Auftrag der Forschungsgemeinschaft Funk e.V. durchgeführt. Die Berichte geben die Meinungen der Autoren wieder und stellen daher nicht unbedingt auch die Meinung der FGF dar.

ISSN 1430-1458