



Forschungsberichte
aus
dem Institut
für Höchstfrequenztechnik
und Elektronik
der
Universität Karlsruhe (TH)

Herausgeber:
Prof. Dr.-Ing. W. Wiesbeck

Thomas M. Schäfer

Experimentelle und simulative Analyse der Funkwellen- ausbreitung in Kliniken

Copyright: Institut für Höchstfrequenztechnik und Elektronik
Universität Karlsruhe (TH)

alle Rechte vorbehalten

Druck: Druckerei Gunter Dünnbier, 02779 Großschönau,
Tel. 035845-36757

ISSN: 0942-2935

**Forschungsberichte aus dem
Institut für Höchstfrequenztechnik und Elektronik
der Universität Karlsruhe (TH)**

Vorwort des Herausgebers

Die Kommunikationstechnik hat in den vergangenen 15 Jahren eine erhebliche Vergrößerung der Zahl der Sendestellen in netzartigen Strukturen erfahren. Die daraus resultierende allgegenwärtige Präsenz elektromagnetischer Wellen stößt in vielen Bereichen auf Skepsis und führt zu Auseinandersetzungen zwischen unterschiedlichen Gruppierungen in unserer Gesellschaft. Ursache für die Skepsis ist in der Regel eine gewisse Unsicherheit und Unkenntnis über mögliche Auswirkungen. Dem können auch die ca. 7000 weltweit publizierten Arbeiten zu diesem Thema nicht abhelfen. Aus diesem Grunde ist es um so verwunderlicher, dass die Exposition und im speziellen die EMVU (Elektromagnetische Verträglichkeit Umwelt) und die EMVG (Elektromagnetische Verträglichkeit Geräte) in Kliniken nur eine untergeordnete Rolle spielen.

Die vorliegende Dissertation von Herrn Dr. Schäfer hat speziell die Untersuchung dieses Themas zum Ziel. Dabei stand insbesondere die Förderung von Wissen und Erkenntnis an vorderster Stelle. Erfreulicherweise ergaben sich hieraus als Nebeneffekte Erkenntnisse für Empfehlungen zum Bau von Kliniken, welche sowohl den derzeitigen technologischen Stand, als auch zukünftige Erweiterungen berücksichtigen können. Durch diese Erkenntnisse wird es möglich sein, nicht nur Patienten angemessen, bezüglich der Exposition unterzubringen, sondern auch dafür Sorge zu tragen, dass empfindliche medizinische Mess- und Therapiesysteme keinen Schaden nehmen.

Ich wünsche der Dissertation von Herrn Dr. Schäfer eine weite Verbreitung in diesem interdisziplinären Gebiet. Sie kann bei entsprechender Berücksichtigung dazu beitragen, die gegenwärtige Situation zu verbessern und zukünftige Anwendungen a priori zu berücksichtigen.

Herrn Dr. Schäfer wünsche ich für die Zukunft eine erfolgreiche Laufbahn.

Prof. Dr.-Ing. Werner Wiesbeck
- Institutsleiter -

Forschungsberichte aus dem Institut für Höchstfrequenztechnik und Elektronik der Universität Karlsruhe (TH)

Herausgeber: Prof. Dr.-Ing. Werner Wiesbeck

- Band 1 Daniel Kähny
Modellierung und meßtechnische Verifikation polarimetrischer, mono- und bistatischer Radarsignaturen und deren Klassifizierung
- Band 2 Eberhardt Heidrich
Theoretische und experimentelle Charakterisierung der polarimetrischen Strahlungs- und Streueigenschaften von Antennen
- Band 3 Thomas Kürner
Charakterisierung digitaler Funksysteme mit einem breitbandigen Wellenausbreitungsmodell
- Band 4 Jürgen Kehrbeck
Mikrowellen-Doppler-Sensor zur Geschwindigkeits- und Wegmessung - System-Modellierung und Verifikation
- Band 5 Christian Bornkessel
Analyse und Optimierung der elektrodynamischen Eigenschaften von EMV-Absorberkammern durch numerische Feldberechnung
- Band 6 Rainer Speck
Hochempfindliche Impedanzmessungen an Supraleiter / Festelektrolyt-Kontakten
- Band 7 Edward Pillai
Derivation of Equivalent Circuits for Multilayer PCB and Chip Package Discontinuities Using Full Wave Models
- Band 8 Dieter J. Cichon
Strahlenoptische Modellierung der Wellenausbreitung in urbanen Mikro- und Pikofunkzellen
- Band 9 Gerd Gottwald
Numerische Analyse konformer Streifenleitungsantennen in mehrlagigen Zylindern mittels der Spektralbereichsmethode
- Band 10 Norbert Geng
Modellierung der Ausbreitung elektromagnetischer Wellen in Funksystemen durch Lösung der parabolischen Approximation der Helmholtz-Gleichung

Forschungsberichte aus dem Institut für Höchstfrequenztechnik und Elektronik der Universität Karlsruhe (TH)

- Band 11 Torsten C. Becker
Verfahren und Kriterien zur Planung von Gleichwellennetzen für den Digitalen Hörrundfunk DAB (Digital Audio Broadcasting)
- Band 12 Friedhelm Rostan
Dual polarisierte Microstrip-Patch-Arrays für zukünftige satellitengestützte SAR-Systeme
- Band 13 Marcus Demmler
Vektorkorrigiertes Großsignal-Meßsystem zur nichtlinearen Charakterisierung von Mikrowellentransistoren
- Band 14 Andreas Froese
Elektrochemisches Phasengrenzverhalten von Supraleitern
- Band 15 Jürgen v. Hagen
Wide Band Electromagnetic Aperture Coupling to a Cavity: An Integral Representation Based Model
- Band 16 Ralf Pötzschke
Nanostrukturierung von Festkörperflächen durch elektrochemische Metallphasenbildung
- Band 17 Jean Parlebas
Numerische Berechnung mehrlagiger dualer planarer Antennen mit koplanarer Speisung
- Band 18 Frank Demmerle
Bikonische Antenne mit mehrmodiger Anregung für den räumlichen Mehrfachzugriff (SDMA)
- Band 19 Eckard Steiger
Modellierung der Ausbreitung in extrakorporalen Therapien eingesetzter Ultraschallimpulse hoher Intensität
- Band 20 Frederik Küchen
Auf Wellenausbreitungsmodellen basierende Planung terrestrischer COFDM-Gleichwellennetze für den mobilen Empfang
- Band 21 Klaus Schmitt
Dreidimensionale, interferometrische Radarverfahren im Nahbereich und ihre meßtechnische Verifikation

**Forschungsberichte aus dem
Institut für Höchstfrequenztechnik und Elektronik
der Universität Karlsruhe (TH)**

- Band 22 Frederik Küchen, Torsten C. Becker, Werner Wiesbeck
Grundlagen und Anwendungen von Planungswerkzeugen für den digitalen terrestrischen Rundfunk
- Band 23 Thomas Zwick
Die Modellierung von richtungsaufgelösten Mehrwegegebäudefunkkanälen durch markierte Poisson-Prozesse
- Band 24 Dirk Didascalou
Ray-Optical Wave Propagation Modelling in Arbitrarily Shaped Tunnels
- Band 25 Hans Rudolf
Increase of Information by Polarimetric Radar Systems
- Band 26 Martin Döttling
Strahlenoptisches Wellenausbreitungsmodell und Systemstudien für den Satellitenmobilfunk
- Band 27 Jens Haala
Analyse von Mikrowellenheizprozessen mittels selbstkonsistenter finiter Integrationsverfahren
- Band 28 Eberhard Gschwendtner
Breitbandige Multifunktionsantennen für den konformen Einbau in Kraftfahrzeuge
- Band 29 Dietmar Löffler
Breitbandige, zylinderkonforme Streifenleitungsantennen für den Einsatz in Kommunikation und Sensorik
- Band 30 Xuemin Huang
Automatic Cell Planning for Mobile Network Design: Optimization Models and Algorithms
- Band 31 Martin Fritzsche
Anwendung von Verfahren der Mustererkennung zur Detektion von Landminen mit Georadaren
- Band 32 Siegfried Ginter
Selbstkonsistente Modellierung der Erhitzung von biologischem Gewebe durch hochintensiven Ultraschall
- Band 33 Young Jin Park
Applications of Photonic Bandgap Structures with Arbitrary Surface Impedance to Luneburg Lenses for Automotive Radar

**Forschungsberichte aus dem
Institut für Höchstfrequenztechnik und Elektronik
der Universität Karlsruhe (TH)**

- Band 34 Alexander Herschlein
Entwicklung numerischer Verfahren zur Feldberechnung konformer Antennen auf Oberflächen höherer Ordnung
- Band 35 Ralph Schertlen
Mikrowellenprozessierung nanotechnologischer Strukturen am Beispiel von Zeolithen
- Band 36 Jürgen von Hagen
Numerical Algorithms for the Solution of Linear Systems of Equations Arising in Computational Electromagnetics
- Band 37 Ying Zhang
Artificial Perfect Magnetic Conductor and its Application to Antennas
- Band 38 Thomas M. Schäfer
Experimentelle und simulative Analyse der Funkwellenausbreitung in Kliniken

Experimentelle und simulative Analyse der Funkwellenausbreitung in Kliniken

Zur Erlangung des akademischen Grades eines

DOKTOR-INGENIEURS

von der Fakultät für
Elektrotechnik und Informationstechnik
der Universität Fridericiana Karlsruhe

genehmigte

DISSERTATION

von

Dipl.-Phys. Thomas M. Schäfer
aus Karlsruhe

Tag der mündlichen Prüfung:

16.06.2003

Hauptreferent:

Prof. Dr.-Ing. Werner Wiesbeck

Korreferent:

Prof. Dr. rer. nat. Olaf Dössel

Vorwort

Die vorliegende Dissertation entstand während meiner Tätigkeit als wissenschaftlicher Mitarbeiter am Institut für Höchstfrequenztechnik und Elektronik (IHE) der Universität Karlsruhe (TH). Meine Forschungsarbeit ist in den Sonderforschungsbereich 425 „Elektromagnetische Verträglichkeit in der Medizintechnik und in der Fabrik“ integriert, welcher von der Deutschen Forschungsgemeinschaft in den Jahren 1999 bis 2002 gefördert wurde, und der mir durch die insgesamt 12 teilnehmenden Projekte interessante Einblicke in vielfältige Forschungsgebiete ermöglichte.

Zunächst ergeht mein Dank an den Leiter des Instituts, Herrn Prof. Dr.-Ing. Werner Wiesbeck, für seine hervorragende Unterstützung meiner Forschungstätigkeit, seine vielfältigen Ratschläge, sowie die Übernahme des Hauptreferats. Ebenso danke ich besonders Herrn Prof. Dr. rer. nat. Olaf Dössel, Leiter des Instituts für Biomedizinische Technik der Universität Karlsruhe (TH), für die Übernahme des Korreferats. Ein herzlicher Dank ergeht auch an das Institut für Elektroenergiesysteme und Hochspannungstechnik der Universität Karlsruhe (TH) unter der Leitung von Prof. Dr.-Ing. Thomas Leibfried, dessen Absorberkammer ich freundlicher Weise mehrmals zur Vermessung der eingesetzten Antennen verwenden durfte.

Zum wesentlichen Gelingen meiner Arbeit hat weiterhin das überaus angenehme Arbeitsklima und die freundliche Hilfsbereitschaft aller Mitarbeiter des Instituts für Höchstfrequenztechnik und Elektronik (IHE) beigetragen. Besonders herzlich möchte ich mich bei meinen Kollegen Priv.-Doz. Dr.-Ing. Jürgen von Hagen, Dipl.-Ing. Jürgen Maurer, Dipl.-Ing. Thomas Fügen, Dipl.-Ing. Christian Fischer und Dipl.-Ing. Werner Sörgel für ihre tatkräftige Unterstützung bei mehrtägigen Messfahrten zu verschiedenen Kliniken sowie für ihre anregenden Ideen bei fachlichen Diskussionen bedanken. Darüberhinaus geht mein Dank an die von mir betreuten Studienarbeiter, Diplomanden und wissenschaftlichen Hilfskräfte, welche phasenweise eifrig an meiner Forschungsarbeit mitgewirkt haben.

Mein ganz besonderer Dank gilt meinen Eltern, die mir auf dem Weg zur Promotion immer sehr hilfreich und wohlwollend zur Seite standen.

Karlsruhe, im Mai 2003

Thomas Schäfer

Inhaltsverzeichnis

Verzeichnis verwendeter Abkürzungen und Symbole.	IV
1 Einleitung	1
1.1 Hintergrund und Aufgabenstellung.....	1
1.2 Stand der Forschung.....	2
1.3 Lösungsansatz und Ziele	5
1.4 Gliederung der Arbeit.....	5
2 Wandsysteme in Kliniken.....	7
2.1 Grundkonstruktion aus Profilstützen.....	7
2.2 Behandlungsräume und Krankenzimmer	8
2.3 Röntgen- und CT-Räume.....	9
2.4 Räume für MRT-Systeme.....	9
2.5 Operationssäle	10
2.6 Übersicht der untersuchten Räume und Kliniken	11
3 Frequenzen und Messsysteme	15
3.1 Frequenzbereich	15
3.2 Sende- und Empfangsantennen.....	16
3.2.1 VHF-Doppelkonusantennen.....	16
3.2.2 Hornantennen	17
3.2.3 Kegelantennen	18
3.2.3.1 Konstruktion der Mono- und Doppelkegelantennen.....	19
3.2.3.2 Gewinnmessungen	22
3.3 Messsysteme	25
3.3.1 Wanddämpfung	25
3.3.2 Raumdämpfung	26
3.3.3 Analyse der Ausbreitungspfade.....	29
3.3.4 Flächige Textur der Feldstärkeverteilung	30
4 Wellenausbreitung durch ungeschirmte und geschirmte Klinikräume	33
4.1 Ausbreitungsphänomene bei der Wellenausbreitung durch Wände	33
4.2 Ausbreitungspfade durch ungeschirmte Räume	35
4.3 Ausbreitungspfade durch geschirmte Räume	37
5 Dämpfungen von Klinikwänden.....	41
5.1 Gipskartonständerwände	41

5.2	Wände von Röntgen- und CT-Räumen	42
5.3	Wände von Operationssälen.....	44
5.4	Wände von MRT-Kabinen.....	45
5.5	Stahlbetonwände (tragende Wände).....	46
6	Betrachtung der Räume als Ganzes	49
6.1	Vorgehen zur Bestimmung der Raumdämpfung.....	49
6.2	Dämpfung zwischen benachbarten Räumen	52
6.2.1	Behandlungsräume und Krankenzimmer	52
6.2.2	Röntgen- und CT-Räume.....	54
6.2.3	Operationssäle.....	57
6.2.4	MRT-Kabinen	59
6.3	Feldstärke im Innern der Räume	62
6.4	Flächige Textur der Feldstärkeverteilung	66
6.4.1	Analyse bei 900 MHz.....	68
6.4.2	Analyse bei 1800 MHz.....	70
7	Numerische Simulationen	73
7.1	Modellierung der Wellenausbreitung mit FIMP	74
7.1.1	Funktionsmerkmale von FIMP	74
7.1.2	Auswertung der Simulationsdaten	76
7.2	Modellierung der Klinikräume, Simulationen und Erkenntnisse.....	77
7.2.1	Röntgenraum.....	77
7.2.1.1	Aufbau des Röntgenraumes	77
7.2.1.2	Simulationsergebnisse Röntgenraum	78
7.2.1.3	Vergleich zwischen vertikaler und horizontaler Polarisation	81
7.2.2	Operationssaal.....	83
7.2.2.1	Aufbau des Operationssaals	83
7.2.2.2	Simulationsergebnisse Operationssaal	84
7.2.3	MRT-Raum.....	87
7.2.3.1	Aufbau des MRT-Raumes	87
7.2.3.2	Simulationsergebnisse MRT-Raum.....	88
7.2.4	Simulation bei höheren Frequenzen.....	90
7.3	Vergleich zwischen Simulation und Messung	92
7.3.1	Röntgenraum.....	92
7.3.2	Operationssaal.....	93
7.3.3	MRT-Raum.....	93
8	Strahlenoptische Simulationen	95
8.1	Modellierung der Klinikumgebung	96
8.2	Bestimmung der Materialparameter	98

8.2.1	Materialparameter aus der Literatur	98
8.2.2	Auf Messungen basierte Parameterbestimmung	98
8.2.2.1	Parameterbestimmung anhand gemessener Wanddämpfungen	99
8.2.2.2	Parameterbestimmung anhand gemessener Raumdämpfungen	100
8.2.3	Auswirkungen der neu ermittelten Materialparameter	102
8.3	Vergleich zwischen Simulation und Messung	104
8.3.1	Raumdämpfung	104
8.3.2	Richtungsanalyse	109
8.3.3	Flächenanalyse	112
9	Schlussfolgerung für EMV und Klinikbau	117
Anhang A	Materialparameter für strahlenoptische Simulationen	121
	Literaturverzeichnis	127

Verzeichnis verwendeter Abkürzungen und Symbole

Konstanten

c_0	Lichtgeschwindigkeit im Vakuum: $2,998 \cdot 10^8$ m/s
ε_0	Dielektrizitätskonstante des Vakuums: $8,854 \cdot 10^{-12}$ As/(Vm)
μ_0	Permeabilitätskonstante des Vakuums: $4\pi \cdot 10^{-7}$ Vs/(Am)
Z_0	Wellenwiderstand des Vakuums: $Z_0 = \sqrt{\mu_0 / \varepsilon_0}$
e	Elementarladung: $1,602 \cdot 10^{-19}$ As
γ	gyromagnetische Konstante für Wasserstoff: 42,577 MHz/T
π	Kreiszahl Pi: 3,141592654...

Abkürzungen

CIR	Channel Impulse Response (Kanalimpulsantwort)
CPU	Central Processing Unit
CT	Computer Tomograph
DECT	Digital Enhanced Cordless Telecommunications
EEG	Elektroenzephalograph
EKG	Elektrokardiograph
EMV	Elektromagnetische Verträglichkeit
FDTD	Finite Difference Time Domain
FIMP	Finite Integration Method Program
GDK	Großer Doppelkegel
GK	Großer Kegel
GPIB	General Purpose Interface Bus
GSM	Global System for Mobile Communications
HF	High Frequency
HiperLAN	High Performance Local Area Network
HP	Hewlett Packard
IEEE	Institute of Electrical and Electronic Engineers
ISM	Industrial Science Medical
KDK	Kleiner Doppelkegel
KK	Kleiner Kegel

LAN	Local Area Network
MK	Mittlerer Kegel
MRT	Magnetresonanztomograph
OG	Obergeschoss
OP	Operationssaal
RAM	Random Access Memory
RBW	Resolution Bandwidth (Auflösungsbandbreite)
Rx	Empfangsantenne
Tx	Sendeantenne
UMTS	Universal Mobile Telecommunications System
UHF	Ultra High Frequency
VBW	Video Bandwidth (Videobandbreite)
VHF	Very High Frequency
WLAN	Wireless Local Area Network

Einheiten

dB	Dezibel (log. Einheit)
dBi	dB bezogen auf einen isotropen Strahler
dBm	dB bezogen auf 1 Milliwatt
GB	Gigabyte
Hz	Hertz
m	Meter
Ω	Ohm
s	Sekunde
S/m	Siemens pro Meter (Leitfähigkeit)
T	Tesla
V/m	Volt pro Meter (Feldstärke)
W	Watt
°	Grad

Mathematische Symbole

a	Regressionskoeffizient a
b	Regressionskoeffizient b
cot	Cotangens
$\partial/\partial x$	partielle Ableitung nach der angegebenen Variablen, hier x
∇	Nablaoperator

$\nabla \times$	dreidimensionaler Differentialoperator der Rotation
$\nabla \cdot$	dreidimensionaler Differentialoperator der Divergenz
j	imaginäre Einheit $\sqrt{-1}$
\lg	Zehner-Logarithmus
\ln	natürlicher Logarithmus
\log	Zehner-Logarithmus
max	globales Maximum
min	globales Minimum
μ	Mittelwert
$\mu(\min)$	mittleres Minimum
$\mu(\max)$	mittleres Maximum
σ	Standardabweichung
\tan	Tangens
\ll	viel kleiner als
\gg	viel größer als
\approx	ungefähr gleich
$\sqrt{\dots}$	Quadratwurzel
$ \dots $	Betrag

Physikalische Symbole

A	Wanddämpfung
α	Öffnungswinkel
β	Winkel des Kreissektors
\vec{B}	magnetische Flussdichte
D	Funkfelddämpfung
\vec{D}	dielektrische Verschiebungsdichte
d	Kreisdurchmesser
\vec{E}	elektrische Feldstärke
ε	gesamte komplexe Permittivität
ε'	Realteil der Permittivität
ε''	Imaginärteil der Permittivität
δ	Eindringtiefe
f	Frequenz
G	Antennengewinn
HO	Homogenitätsfaktor
\vec{J}	elektrische Volumenstromdichte
κ	elektrische Leitfähigkeit

ρ	Raumladungsdichte
λ	Wellenlänge
l	Länge
μ_r	komplexe Permeabilität
μ'	Realteil der Permeabilität
μ''	Imaginärteil der Permeabilität
ω	Kreisfrequenz
θ	Elevationswinkel bei Kugelkoordinaten
P	Leistung
r	Kreis- oder Kugelradius
r_{Kor}	empirischer Korrelationskoeffizient
t	Zeit
$\tan \delta_\epsilon$	dielektrischer Verlustfaktor
$\tan \delta_\mu$	magnetischer Verlustfaktor
ψ	Azimuthwinkel bei Kugelkoordinaten
Z	Wellenwiderstand

Indizes

0	Größe im Freiraum
A	Antenne A
B	Antenne B
C	Antenne C
E	Empfangsseite
$F0$	kennzeichnet die Freiraumdämpfung
ges	Gesamt
$Mono$	Monokegelantenne
R	Raumdämpfung
S	Senderseite
TM	Trademark
$Wand$	reine Wanddämpfung
$mitWand$	Dämpfung mit Wand
$ohneWand$	Dämpfung ohne Wand
x	x-Achse
y	y-Achse
z	z-Achse

Kapitel 1

Einleitung

Die grundlegende Erforschung der Funkwellenausbreitung in der speziellen Umgebung von Kliniken ist das Thema der vorliegenden Dissertation. Für diese Arbeit ist sowohl der Einsatz von messtechnisch experimentellen als auch von theoretisch simulativen Methoden unabdingbar, um alle Effekte zu erfassen und zu verstehen. Die Vorgehensweise zur erfolgreichen Lösung dieser Aufgabe, sowie Hintergrund und Ziele werden in diesem einleitenden Kapitel dargelegt.

1.1 Hintergrund und Aufgabenstellung

Eine moderne Klinik stellt eine komplexe Struktur dar, in welcher zahlreiche Komponenten reibungslos zusammenarbeiten müssen, um eine zuverlässige Funktionsweise zu gewährleisten. Datenfluss und Kommunikation sind in einer Klinik mit die wichtigsten Faktoren für dieses nahtlose Zusammenspiel. Gerade auf diesem Gebiet wurden in den letzten Jahren neue zukunftsweisende Produkte eingeführt, wodurch ein gegenwärtiger Umwandlungsprozess der Kliniken stattfindet [Gar02, KTM02b, Sch02d, Fre02]. Wie auch bei Computern und Unterhaltungselektronik erfahren medizinische Geräte sprunghafte Leistungssteigerungen [Sch02f]. Sämtliche noch vorhandene „Papiersysteme“ werden auf digitale und computervernetzte Systeme umgestellt [KTM02a, Ric02]. Selbstverständlich kommen in diesem Zuge vielerlei Funkverbindungen zum Einsatz, um die Verkabelung gering zu halten und eine möglichst hohe Mobilität zu gewährleisten. Beispiele hierfür sind die „elektronische Visite“ [Sch02c], bei welcher der Arzt nur noch mit einem funkvernetzten „Webpad“ ausgestattet ist (digitale Patientenakte), Funkortung und Überwachung von medizinischen Geräten, schnurlose Datenübertragung zwischen medizinischen Geräten sowie nicht zuletzt eine Internetanbindung für Patienten über „Handheld-PCs“ mit Funknetzwerken [Sch02e, KTM02c].

Für die Installation dieser und weiterer Dienste ist sowohl die Planung der klinik-internen Funknetze erforderlich als auch die Gewährleistung der elektromagnetischen Verträglichkeit der medizinischen Geräte, d.h. es muss überprüft werden, in welchen

Bereichen die gesetzlich vorgeschriebenen Grenzwerte für medizinische Geräte (EN 60601-1-2 [IEC93]) eingehalten werden und wo eine Überschreitung nicht ausgeschlossen werden kann [Chu99, Gol00, Wil00]. Für beide Aufgaben ist die Kenntnis der Funkwellenausbreitung in Kliniken erforderlich. Dazu ist es zunächst unerlässlich, in verschiedenen Kliniken Messungen durchzuführen. Die verschiedenen Wandsysteme, die speziell in Kliniken eingesetzt werden, müssen auf ihre Eigenschaften hin untersucht werden. Unter Zuhilfenahme der Messergebnisse werden Modelle zur Simulation der Funkwellenausbreitung parametrisiert und verifiziert.

Sowohl aus den Ergebnissen der Messungen als auch aus den Simulationen lassen sich wichtige Erkenntnisse über die Funkwellenausbreitung in Kliniken gewinnen. Mit der vorliegenden Dissertation wurde dieses Thema erstmals grundlegend und erfolgreich erforscht [Sch02a, Sch02b, Sch03].

An dieser Stelle sei noch die Einordnung der Arbeit in die EMV erwähnt. Die EMV unterscheidet sich zunächst in die EMVU (Elektromagnetische Verträglichkeit der Umwelt), in welcher die Einflussfaktoren auf lebende Organismen (z.B. Mensch) untersucht werden, und in die EMVG (Elektromagnetische Verträglichkeit von Geräten), welche gegenseitige Störungen verschiedener Geräte betrachtet. In der EMVG wird wiederum zwischen Emission und Immission von Geräten unterschieden. Da sich die vorliegende Arbeit ausschließlich mit elektronischen Geräten befasst, ist sie im Gebiet der EMVG anzusiedeln und bildet durch die Untersuchung der Funkwellenausbreitung ein Bindeglied zwischen Emission und Immission.

1.2 Stand der Forschung

In Kliniken ist die zuverlässige Funktion und damit die elektromagnetische Verträglichkeit medizinischer Geräte besonders wichtig [Sil92, Pap96, Har00, Rei00]. Gerade für lebenserhaltende Systeme, die während Operationen oder auf Intensivstationen eingesetzt werden, ist ein störungsfreies Arbeiten unabdingbar [Mit95, Seg95, Irn98, Kim98, Bos99]. Die genaue Kenntnis der Übertragung der elektromagnetischen Wellen von störenden Geräten auf diese Systeme ist notwendig, um diese so zu schützen, dass ein störungsfreier Betrieb gesichert ist [Kim93, Adl98, Gra99]. Für diesen Zweck wurden für medizinische Geräte besondere EMV-Normen erarbeitet [IEC93, Buc98].

Die elektromagnetische Verträglichkeit verschiedenster Medizingeräte wurde in Gegenwart von unterschiedlichen Funkkommunikationsgeräten (hauptsächlich Mobiltelefone und so genannte Pager) in den vergangenen Jahren intensiv getestet [Kim95, Rob97, Bab98, Isa98, Tur98, Tob99, Han00], ohne jedoch die speziellen Gegebenheiten der Wellenausbreitung innerhalb von Kliniken zu berücksichtigen. Die

Vorgehensweise dabei war, die emittierenden Geräte in die Nähe von medizinischen Geräten zu bringen und zu prüfen, ob und ab welchem Abstand diese gestört werden können. Andere Arbeiten beschäftigen sich mit der Charakterisierung elektromagnetischer Felder in kritischen medizinischen Umgebungen, um auf potentielle Störer aufmerksam zu machen [Vla95, Fos96, Bla98, Boy99, Nel99, Rie99, Han01]. Die Eigenschaften der Funkwellenausbreitung zwischen Störquelle und Störsenke wurden in beiden Fällen jedoch nicht betrachtet.

Die Phänomene der Wellenausbreitung wurden in der Vergangenheit allgemein für viele verschiedene Anwendungsgebiete untersucht. Es entstand weltweit eine Vielzahl von Ausbreitungsmodellen für unterschiedliche Umgebungen, die auf verschiedenen Methoden basieren, abhängig von Frequenzbereich, Ausbreitungs Umgebung und Verwendungszweck [Gen98, Cic99]. Im Bereich des Mobilfunks unterscheidet man beispielsweise zwischen empirischen [Sei92, Läh94], semi-empirischen [Gah92, Mur95], neuronalen [Pak95, Gsc96], stochastischen [Rap91, Spe97, Zwi00a], strahlenoptischen [Law91, Kür96, Tor99, Did00a] und feldtheoretischen [Gen96a, Dol97, Wan00] Modellen. Je nach gewünschtem Ergebnis (Feldstärkeverteilung, Leistungsdichteverteilung, Richtungsauflösung, Delay-Spread, Doppler-Spread usw.) und der erforderlichen Genauigkeit kommen Modelle mit mehr oder weniger Rechenaufwand zum Einsatz. Auch am IHE wurden verschiedene Anwendungsbereiche der Funkwellenausbreitung erforscht (Makro-, Micro- und Pikozenen (Rural, Urban, Indoor), Tunnel, Satelliten, Mikrowellenheizprozesse, EMV, u.a.) und geeignete Modelle dafür entwickelt [Kür93, Cic94, Gen96a, Küc98, Did00b, Döt00, Haa00].

Einen sinnvollen Modellierungsansatz für Indoor-Modelle, wie sie auch in Kliniken verwendet werden müssen, bieten strahlenoptische Verfahren [Has93, Cic95, Tor99, Did00c]. Diese Verfahren können u.a. eingesetzt werden, solange die betrachteten Wellenlängen klein gegenüber den Interaktionsobjekten sind. Für niedrige Frequenzen werden hingegen andere (i.a. numerische) Methoden verwendet. In den letzten Jahren wurden auf dieser Basis eine Reihe verschiedener Indoor-Modelle entwickelt, welche auch kommerziell vermarktet werden [Tor97, AWE03, Bel03, Rem03, Sir03, Wir03]. Auch am IHE wurde ein solches Modell entwickelt, welches in dieser Arbeit eingesetzt wurde [Cic95, Zwi95, Zwi97]. Dieses Modell wurde für die Funkkommunikation, insbesondere für den Mobilfunkbereich aber auch für die schnurlose Datenübertragung unter dem Aspekt der Planung von Funksystemen für Gebäudeinnenbereiche entwickelt und verifiziert [Zwi96, Zwi00b,c].

Zur Planung von Funksystemen speziell in Kliniken und zur Berechnung der Einhaltung von EMV-Grenzwerten wurden derartige Modelle bisher nicht entwickelt. Forschungsarbeiten, die sich mit der Charakterisierung der Funkwellenausbreitung in Kliniken auseinandersetzen, gibt es kaum [Han98, Dav99, Dav00]. Die Schwierigkeit

liegt vor allem in den sterilen OP-Bereichen, in welchen es nahezu unmöglich ist, im laufenden Klinikbetrieb Messungen durchzuführen. Aus diesem Grund wurde in dieser Arbeit hauptsächlich in Klinikneubauten kurz vor deren Inbetriebnahme gemessen, wodurch eine nahezu uneingeschränkte Bewegung in den Kliniken möglich war.

Andererseits liegt die Schwierigkeit in den komplexen Gebäudestrukturen von Klinikbauten. In modernen Kliniken wird fast ausschließlich die Trockenbauweise angewendet, was bedeutet, dass in den Kliniken zunächst eine Grundkonstruktion aus stählernen Profilstützen entsteht, an welchen auf beiden Seiten die Wandsysteme befestigt werden. Im Wandzwischenraum findet sich genügend Platz für Installationen, z.B. Stromkabel, Wasserrohre, med. Gasleitungen usw., bis hin zu metallischen Luftschächten. Dadurch werden die Wände extrem inhomogen. Hinzu kommt die Verwendung von speziellen Wandsystemen, wie etwa im OP-Bereich, der den wichtigsten Bereich in einem Krankenhaus darstellt [KTM02b, Sch02d]. Dort wird beispielsweise ein Wandsystem mit einer CrNi-Stahl-Verkleidung eingesetzt, welches nicht aus EMV-Gründen, sondern aus hygienischen Gründen, Brandschutz, sowie aufgrund der Flexibilität bei Umbauten verwendet wird [Maq03]. Diese metallische Wandverkleidung hat einen erheblichen Einfluss auf die Wellenausbreitung in diesem Klinikbereich. Es ist eine Herausforderung, solche Wandsysteme messtechnisch zu untersuchen und in Simulationen zu modellieren, da die Ausbreitung in diesen Räumen heuristisch durch Öffnungen und Schlitze im Wandsystem erfolgt [But78, Hag97, Leu02].

Für Untersuchungen bei niedrigen Frequenzen, wenn die Objekt-/Wandausdehnungen im Bereich der Wellenlänge oder darunter liegen, werden für die Simulation numerische Methoden (z.B. Finite Integrationstechnik) angewendet. Die Finite Integrationstechnik [Taf95, Ber96], welche sowohl im Frequenzbereich als auch im Zeitbereich angewendet wird, geht zurück auf die Methode der Finiten Differenzen, die von Yee bereits 1966 [Yee66] entwickelt wurde. Mit der Entwicklung immer leistungsfähigerer Computer haben numerische Methoden immer mehr an Bedeutung gewonnen und werden heute erfolgreich für sehr unterschiedliche Anwendungen eingesetzt, wie etwa die Berechnung von EMV-Problemen [Bor96, Gen96b, Brü99, Haa00]. Da das gesamte Berechnungsvolumen diskretisiert werden muß – meistens wird das Volumen in Quader unterteilt – wird das maximal berechenbare Volumen durch die Größe des Hauptspeichers limitiert. Die Diskretisierungsschrittweite wird der Frequenz angepasst, so dass bei Berechnungen für hohe Frequenzen das maximale Berechnungsvolumen entsprechend gering ist, wobei es Methoden gibt, welche Freiraumregionen überbrücken [Lin99]. Auch am IHE wurde ein numerisches Simulationstool entwickelt, welches auf der Finiten Integrationstechnik beruht und in dieser Arbeit zum Einsatz kommt [Haa97, Haa00].

1.3 Lösungsansatz und Ziele

Ziel der Arbeit ist es, die Phänomene der Wellenausbreitung in Kliniken allgemeingültig zu erforschen und zu beschreiben. Zur Lösung dieses Problems wurden einerseits erstmals umfangreiche Messungen zur Wellenausbreitung in verschiedenen Kliniken durchgeführt und andererseits theoretische Modelle zur Simulation der Wellenausbreitung erfolgreich angewendet.

Die Messungen wurden in verschiedenen Kliniken durchgeführt, um ein möglichst großes Spektrum zu überdecken. Dazu wurden jeweils die unterschiedlichen Klinikbereiche aufgrund verschiedenartiger Wandsysteme getrennt betrachtet (OP-Bereich, Röntgen-Bereich, MRT-Räume, Behandlungs- und Krankenzimmer). Im Unterschied zu gewöhnlichen Gebäuden, existieren in Kliniken spezielle Wandsysteme, deren Eigenschaften bzgl. der Funkwellenausbreitung bislang unbekannt waren. Neben den Erkenntnissen aus den Messungen werden weitere Einsichten in die Phänomene der Wellenausbreitung mit Hilfe eines numerischen Simulationsprogramms gewonnen. Dabei werden wiederum die verschiedenen Klinikbereiche getrennt betrachtet.

In einem weiteren Schritt erfolgte eine deterministische Modellierung der Wandsysteme für Simulationen zur Planung von klinikinternen Funksystemen und zur Berechnung von Feldstärkeverteilungen bei möglichen EMV-Problemen (Grenzwerteinhaltung bei Funksystemen, Mobiltelefonen oder störenden medizinischen Geräten). Dazu werden bereits existierende Programme verwendet und die klinischen Wandsysteme bzgl. ihrer elektromagnetischen Eigenschaften entsprechend kategorisiert und Modelle zur Simulation parametrisiert. Für diese Aufgabe werden die Daten und Erkenntnisse der durchgeführten Messungen benötigt.

Die betrachteten Frequenzen erstrecken sich über einen sehr ausgedehnten Bereich von 42,6 MHz bis 5,2 GHz. Es müssen deshalb verschiedene Antennen und Messsysteme, wie auch unterschiedliche Simulationsprogramme eingesetzt werden. Eine genauere Beschreibung der Frequenzen und Messsysteme findet sich in Kapitel 3.1.

1.4 Gliederung der Arbeit

Nach diesem einleitenden Überblick folgt in Kapitel 2 eine Beschreibung des detaillierten Aufbaus der klinischen Wandsysteme, wie sie in den unterschiedlichen Klinikbereichen eingesetzt werden. Zudem erfolgt eine Übersicht über die verschiedenen Kliniken und Räume, in welchen die Messungen zur Funkwellenausbreitung stattgefunden haben. Anschließend werden in Kapitel 3 die untersuchten Frequenzen

sowie die verwendeten Antennen und die in den Kliniken eingesetzten Messsysteme vorgestellt.

Kapitel 4 befasst sich mit dem Unterschied der Wellenausbreitung zwischen ungeschirmten und geschirmten Klinikräumen (bzw. ohne und mit metallischen Wandaufbauten), wofür die Ergebnisse der Messungen zur Analyse der Ausbreitungspfade herangezogen werden. Nachfolgend werden in Kapitel 5 die Ergebnisse der gemessenen reinen Wanddämpfungen der verschiedenen Wandsysteme vorgestellt und miteinander verglichen. Da jedoch nicht einzelne Wände für die Ausbreitungseigenschaften entscheidend sind, werden in Kapitel 6 die Räume als Ganzes betrachtet und die gemessenen Raumdämpfungen diskutiert.

Nach diesem experimentellen Teil der Arbeit folgen in Kapitel 7 numerische Simulationen in verschiedenen Klinikbereichen, um die auftretenden Effekte der Wellenausbreitung noch grundlegender zu untersuchen und zu verstehen. In Kapitel 8 werden Modelle der unterschiedlichen Wandsysteme mit Hilfe der Messergebnisse für strahlenoptische Simulationen parametrisiert und deren Leistungsfähigkeit anhand einiger Beispiele demonstriert. Die Arbeit wird mit einer Schlußfolgerung für EMV und Klinikbau in Kapitel 9 abgerundet.

Kapitel 2

Wandsysteme in Kliniken

Der Innenausbau moderner Kliniken erfolgt durch die so genannte Trockenbauweise. Dies bedeutet, dass die Trennwände zwischen den Räumen nicht mit Beton und Steinen gemauert werden, sondern dass die Wände aus verschiedenen vorgefertigten Teilen bestehen, die vor Ort zusammen geschraubt und aneinander befestigt werden.

2.1 Grundkonstruktion aus Profilstützen

Bei dieser Trockenbauweise entsteht in der Klinik zunächst eine Grundkonstruktion aus Profilstützen, welche aus sendzimir-verzinktem Stahl bestehen (s. Bild 2.1) und zusammen mit den Wandelementen die so genannten Metallständerwände ergeben. Die Profilstützen haben untereinander einen normierten Abstand von 62,5 cm und je nach Wandtyp unterschiedliche Stärken. Im Wandzwischenraum ist genügend Platz für viele Arten von Installationen wie Stromkabel, Wasserleitungen, Leitungen für medizinische Gase usw. bis hin zu metallischen Lüftungsschächten (s. Bild 2.2). Der verbleibende Hohlraum wird mit Steinwolle ausgefüllt, die aufgrund von Wärme-, Schall- und Brandschutz verwendet wird.

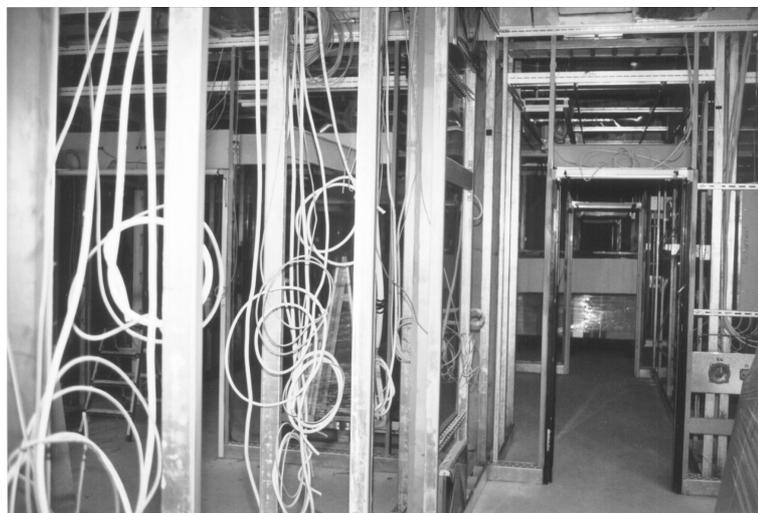


Bild 2.1 Grundkonstruktion der metallischen Profilstützen für Trockenbauwände



Bild 2.2 Grundkonstruktion der Decke und Wand mit Lüftungsschacht

Abhängig vom Klinikbereich, werden an beiden Seiten der Profilstützen verschiedene Wandsysteme befestigt, die im Folgenden kurz vorgestellt werden.

2.2 Behandlungsräume und Krankenzimmer

Die Wände in Behandlungs- und Krankenzimmern bestehen aus der in Kapitel 2.1 beschriebenen Grundkonstruktion, an welcher auf beiden Seiten 2 x 12,5 mm Gipskarton angebracht werden (s. Bild 2.3 a).

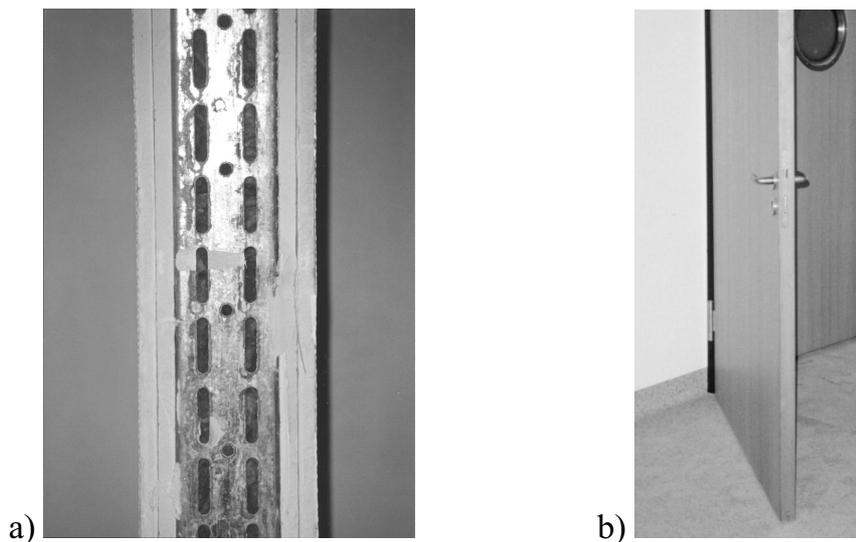


Bild 2.3 a) Querschnitt einer Gipskartonständerwand mit Profilstütze
b) Holztür eines Krankenzimmers

Dieses Material hat nur einen sehr geringen Einfluss auf die Dämpfung elektromagnetischer Wellen (im betrachteten Frequenzbereich) [Han98], so dass bei diesem

Wandsystem der Aufbau des Wandzwischenraums für die Wellenausbreitung entscheidend ist. Die Türen in Krankenzimmern bestehen gewöhnlich aus Massivholz der Stärke 5 cm (s. Bild 2.3 b) und haben damit eine mit der Gipskartonwand vergleichbare Dämpfungswirkung.

2.3 Röntgen- und CT-Räume

Die Wände von Röntgen- und CT-Räumen (CT – Computertomograph) bestehen ebenfalls aus der in Kapitel 2.1 beschriebenen Grundkonstruktion mit 2 x 12,5 mm Gipskarton auf beiden Seiten. Zusätzlich wird auf der Innenseite des Raumes vor der Montage der zweiten Lage der Gipskartonplatten zwischen den Profilstützen eine Bleiabschirmung angebracht (s. Bild 2.4 a). Die Bleischicht hat eine Dicke von 0,5 mm bis 2,5 mm, welche von der Intensität der jeweiligen Röntgenstrahlung abhängig ist. Auch wenn sich zwei Röntgenräume nebeneinander befinden, wird im Wandzwischenraum nur eine Bleischicht angebracht.

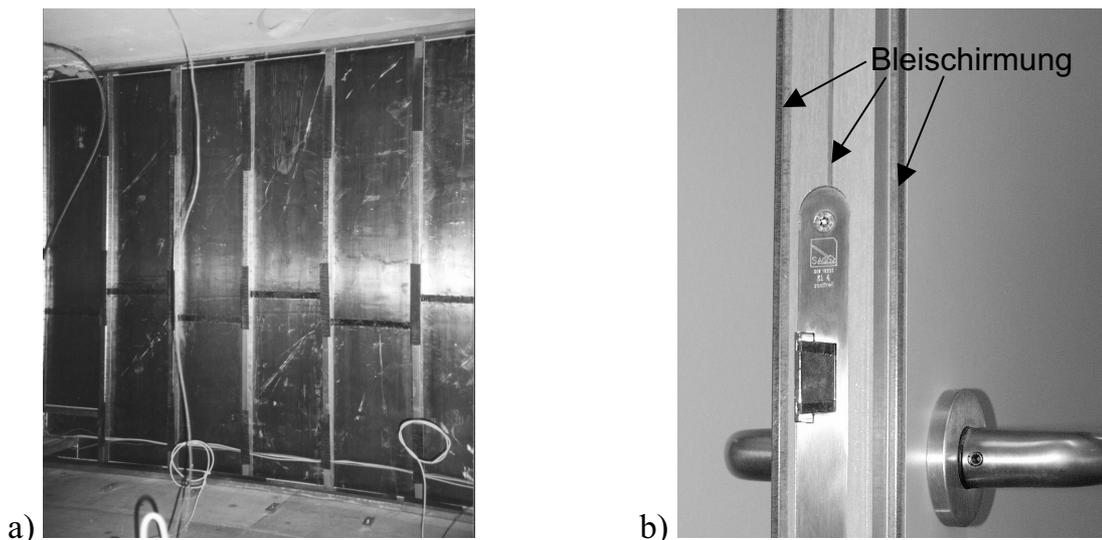


Bild 2.4 a) Profilstützen mit Bleiabschirmung eines Röntgenraumes
b) Bleigeschirmte Tür eines Röntgenraumes

Die Türen von CT- und Röntgenräumen müssen ebenfalls eine Bleiabschirmung aufweisen (s. Bild 2.4 b).

2.4 Räume für MRT-Systeme

Räume für MRT-Systeme (MRT – Magnetresonanztomograph) haben sehr spezielle Wandsysteme, da sie eine explizite EMV-Schirmung benötigen. Diese EMV-Schirmung ist einerseits für einen ungestörten Betrieb des MRT erforderlich,

andererseits wird das hohe Feld nach außen hin abgeschirmt, um keine anderen medizinischen Geräte zu stören. Die EMV-Schirmung ist deshalb besonders für die Arbeitsfrequenzen von MR-Tomographen ausgelegt, welche sich in einem Bereich von etwa 21,3 MHz (0,5-Tesla-System) bis 170,4 MHz (4-Tesla-System) bewegen (vgl. Kapitel 3.1) [Jin98].

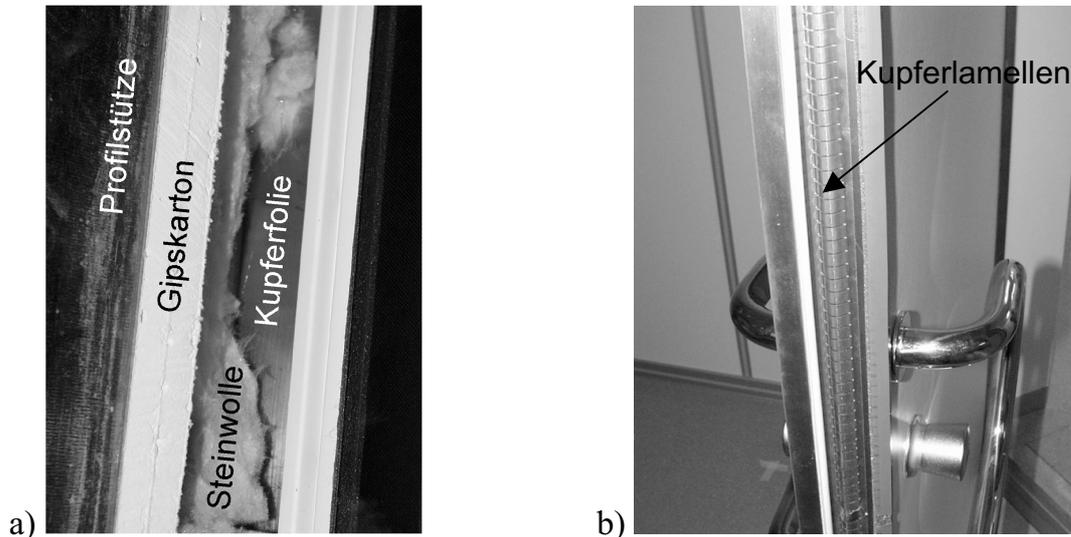


Bild 2.5 a) Aufbau der EMV geschirmten Wand eines MRT-Raumes
b) EMV geschirmte Tür eines MRT-Raumes

Hauptbestandteil des Wandsystems ist im Hinblick auf die Wellenausbreitung eine Kupferfolie (0,16 mm Dicke), welche den Raum wie ein Faradayscher Käfig umgibt und an Übergangsstellen leitend verbunden ist (s. Bild 2.5 a). Auch die Türen sind EMV-geschirmt und durch Lamellen leitend mit dem Rahmen verbunden (s. Bild 2.5b).

2.5 Operationssäle

Das Grundgerüst der Wände bilden wiederum die Profilstützen aus Kapitel 2.1. Daran werden in diesem Fall Wandelemente befestigt, die aus 1,8 cm Gipskarton und einer 0,8 mm dicken CrNi-Stahl-Verkleidung bestehen. Diese Metallverkleidung besitzt sehr gute Hygieneeigenschaften, das Wandsystem ist bei Umbauten sehr flexibel und bietet darüber hinaus eine hohe Feuerfestigkeit. Es wird zudem eine hohe Schirmwirkung erwartet, da die Metallverkleidung einen sehr großen Einfluss auf die Ausbreitung elektromagnetischer Wellen hat. In Bild 2.6 ist ein solcher Operationssaal dargestellt. Es sind die glatten Metallflächen der Wände sowie die Fugen zu erkennen, an welchen die einzelnen Wandelemente zusammengefügt sind. Die Türen haben ebenfalls eine CrNi-Stahl-Verkleidung. Um einen Potentialausgleich sicher zu stellen, sind die Metallflächen leitend miteinander verbunden. Dieses Wandsystem wird z.B.

von der Firma Maquet hergestellt [Maq03]. Neben den Wänden sind auch die abgehängten Decken mit CrNi-Stahl verkleidet.



Bild 2.6 OP-Saal mit CrNi-Stahl-Verkleidung der Wände

Ein anderes Wandsystem, welches ebenfalls in Operationssälen moderner Kliniken eingesetzt wird, besteht aus einer TrespaTM-Verkleidung und einer zusätzlichen Bleischirmung von 0,5 mm Dicke. Die Bleischirmung wird aufgrund von CT-Untersuchungen während Operationen benötigt. TrespaTM ist ein flächiges Plattenmaterial, welches auf Basis thermohärtender Harze homogen mit Zellulosefasern verstärkt ist und unter hohem Druck und bei hohen Temperaturen hergestellt wird [Tre03]. Es ist daher ebenso feuchtigkeitsbeständig, kratz- und abriebsfest; reinigungsfreundlich und hygienisch wie die CrNi-Stahl-Verkleidung. Im Gegensatz zu der CrNi-Stahl-Verkleidung, welche auf beiden Seiten der Wand angebracht wird, besitzt die Wand mit TrespaTM-Verkleidung nur eine Metallschicht aus Blei im Inneren der Wand. Der beidseitige CrNi-Stahl lässt sich für den Strahlenschutz in einen Blei-Gleichwert umrechnen.

2.6 Übersicht der untersuchten Räume und Kliniken

Zur umfangreichen Messdatenerfassung wurden in mehreren Messkampagnen in vier verschiedenen Kliniken insgesamt mehr als tausend Messungen durchgeführt und dabei eine enorme Datenmenge aufgenommen. Drei der betrachteten Kliniken waren Neubauten, welche zum Zeitpunkt der Messungen kurz vor der Inbetriebnahme standen. Dies war für die Messungen sehr vorteilhaft, weil eine freie Bewegung innerhalb der Klinik uneingeschränkt möglich war. Eine der Kliniken befand sich

während der Messungen in Betrieb, weshalb diese Messungen mit einem größeren Aufwand verbunden waren, vor allem im sterilen Operationsbereich.

In den vier Kliniken wurden folgende Räume untersucht:

Klinik I (Helios Klinikum in Aue, Sachsen):

- Behandlungsraum, Intensivpflege, Krankenzimmer (Gipskartonständerwände nach Kapitel 2.2)
- CT-Raum, Röntgenraum (Bleischirmung nach Kapitel 2.3)
- MRT-Raum (EMV-Schirmung nach Kapitel 2.4)
- Operationssaal (CrNi-Stahl-Verkleidung nach Kapitel 2.5)

Klinik II (Krankenhaus in Bad Cannstatt):

- Krankenzimmer (Gipskartonständerwände nach Kapitel 2.2)
- Röntgenraum (Bleischirmung nach Kapitel 2.3)
- Operationssaal (TrespaTM-Verkleidung und Bleischirmung nach Kapitel 2.5)

Klinik III (Surgical Academie, Firma Maquet, Rastatt):

- Intensivpflege (Gipskartonständerwände nach Kapitel 2.2)
- Sterilisation (CrNi-Stahl-Verkleidung nach Kapitel 2.5)
- Operationssaal (CrNi-Stahl-Verkleidung nach Kapitel 2.5 mit Bleischirmung)

Klinik IV (Klinikum in Wetzlar):

- Krankenzimmer (Stahlbeton und Spanplatten, s.u.)
- Röntgenraum (Bleiabschirmung, s.u.)
- Operationssaal (TrespaTM-Verkleidung und Bleischirmung nach Kapitel 2.5)
- MRT-Raum (EMV-Schirmung nach Kapitel 2.4)

Die Kliniken I-III wurden um das Jahr 2000 neu gebaut, während die Klinik IV bereits um 1970 gebaut wurde. In Klinik IV wurde deshalb noch nicht die in Kapitel 2.1 erläuterte Trockenbauweise angewendet, weshalb dort andere Wandstrukturen existieren, beispielsweise im untersuchten Krankenzimmer und im Röntgenbereich.

Die Krankenzimmer in Klinik IV sind länglich rechteckige Räume, welche auf der einen Seite durch eine 10 cm dicke Stahlbetonwand und auf der anderen Seite durch Spanplatten und Einbauschränke gegeneinander abgegrenzt sind. Im Röntgenbereich dieser Klinik bestehen die Wände aus zwei Reihen von Gipsblöcken mit einer Dicke von jeweils 5 cm, an welche die Bleiabschirmung angebracht ist. Eine Ausnahme

bildet der untersuchte Operationssaal, welcher zusammen mit drei weiteren Operationssälen vor den Messungen neu gebaut wurde und deshalb ein modernes Wandsystem nach Kapitel 2.5 besitzt. Die EMV-Schirmung des MRT-Raumes ist ebenfalls nach modernen Gesichtspunkten angefertigt und mit der aus Klinik I vergleichbar.

Die Decken und Böden der verschiedenen Kliniken sind in ihrem Aufbau ähnlich. Die Hauptbestandteile bzgl. der Funkwellenausbreitung sind hierbei 25-30 cm Stahlbeton und ca. 6 cm Estrich. Für jeden Raumtyp wurden auch zwei stockwerkübergreifende Messungen durchgeführt, jedoch wurde für die Simulationen auf Materialparameter aus der Literatur zurückgegriffen, da diese Materialien bereits häufig erforscht wurden [Afs84, Whi90, Hip95, Dal00]. Eine Besonderheit stellen jedoch die mit CrNi-Stahl verkleideten abgehängten Decken in Operationssälen und die EMV-geschirmten Decken von MRT-Kabinen dar. Für diese wurde der zusätzliche Einfluss der metallischen Schicht untersucht.

Kapitel 3

Frequenzen und Messsysteme

Um die charakteristischen Phänomene der Wellenausbreitung in den in Kapitel 2 beschriebenen Klinikräumen zu erforschen, wurden verschiedene Messsysteme entwickelt. Neben der reinen Wanddämpfung wird die Gesamtdämpfung der Räume bestimmt. Darüber hinaus werden richtungsaufgelöste Messungen und Flächenanalysen durchgeführt. In diesem Kapitel wird der Aufbau dieser Messsysteme vorgestellt und auf die untersuchten Frequenzen eingegangen.

3.1 Frequenzbereich

Um bei den Messungen charakteristische Frequenzen in Kliniken zu untersuchen und einen möglichst großen Bereich zu überdecken, wurden aus verschiedenen Frequenzbändern typische Frequenzen ausgewählt (s. Bild 3.1).

Als niedrigste Frequenz, bei welcher es aufgrund der großen Wellenlänge noch sinnvoll ist, innerhalb eines Gebäudes Wellenausbreitungsmessungen durchzuführen, wurde die Arbeitsfrequenz eines MRT mit einem 1 Tesla starken Magnetfeld gewählt. Die Arbeitsfrequenz eines solchen Systems ergibt sich aus der Larmor-Frequenz (3.1), mit welcher die Spins von Atomkernen Präzessionsbewegungen um die Achse des homogenen Magnetfelds ausführen [May02]. Dabei hat jeder Kern eine spezifische Umlauffrequenz, welche durch die gyromagnetische Konstante γ beschrieben wird.

$$\omega = 2\pi\gamma B_0 \quad (3.1)$$

Mit der gyromagnetischen Konstante für Wasserstoff ($\gamma = 42,577 \text{ MHz / T}$) ergibt sich die Arbeitsfrequenz für $B_0 = 1 \text{ T}$ zu $f \approx 42,6 \text{ MHz}$. Für ein 2-Tesla-System erhält man hingegen gerade die doppelte Frequenz von 85,2 MHz.

Im VHF-Bereich von 30 bis 300 MHz befinden sich neben den MRT-Frequenzen und anderen HF-Chirurgie-Geräten auch die Frequenzen der Rundfunkdienste (87,5 bis

108 MHz) und verschiedener weiterer Funkdienste (Amateurfunk, Rettungsdienste, Feuerwehr).

Im UHF-Bereich und L-Band treten vor allem die immer stärker verbreiteten digitalen Mobilfunkdienste auf (GSM900, GSM1800, UMTS, DECT, etc.). Hinzu kommen immer mehr neue Funkdienste bei immer höheren Frequenzen, wie z.B. WLAN, Bluetooth und andere Dienste im ISM-Band (Industrial Science Medical) sowie HiperLAN/2 (High Performance Local Area Network) bzw. IEEE 802.11a, weshalb auch die beiden Frequenzen 2,45 GHz und 5,2 GHz betrachtet werden.

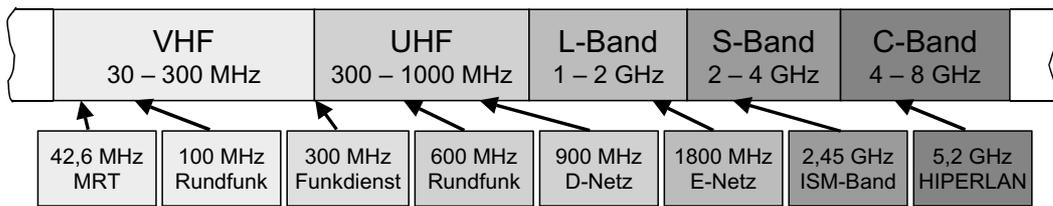


Bild 3.1 Auswahl der verschiedenen Frequenzen für die Messungen

Insgesamt wurden die Messungen bei acht diskreten Frequenzen im Bereich zwischen 42,6 MHz und 5,2 GHz durchgeführt (s. Bild 3.1). Dadurch ist es möglich, die dazwischen liegenden Frequenzen zu interpolieren und so Aussagen über den kompletten Frequenzbereich zu erhalten. Aufgrund des großen Frequenzbereichs und je nach Art der Anwendung mussten verschiedene Sende- und Empfangsantennen eingesetzt werden, die im Folgenden beschrieben werden.

3.2 Sende- und Empfangsantennen

3.2.1 VHF-Doppelkonusantennen

Für die Messungen bei den Frequenzen im VHF-Band (42,6 MHz, 100 MHz, 300 MHz) wurden zwei VHF-Doppelkonusantennen verwendet, welche von der Firma Schwarzbeck Messelektronik entwickelt wurden [Sch94]. Von den zwei Antennen wurde jeweils eine senderseitig und eine empfangsseitig zur Bestimmung der Raumdämpfung eingesetzt (s. Bild 3.2).

Im Unterschied zur Empfangsantenne muss bei der Sendeantenne beachtet werden, dass ein spezielles Symmetrierglied (Balun) verwendet wird, um dieses bei der Leistungseinspeisung nicht zu zerstören.

Der Gewinn dieser Antennen beträgt bei 42,6 MHz aufgrund der Fehlanpassung nur etwa -11 dBi, während er bei den Frequenzen 100 MHz und 300 MHz etwa -0,5 dBi

beträgt. Genaue Angaben über Gewinnmessungen in Abhängigkeit von Frequenz und Abstand der Antennen zueinander können [Sch94] entnommen werden.

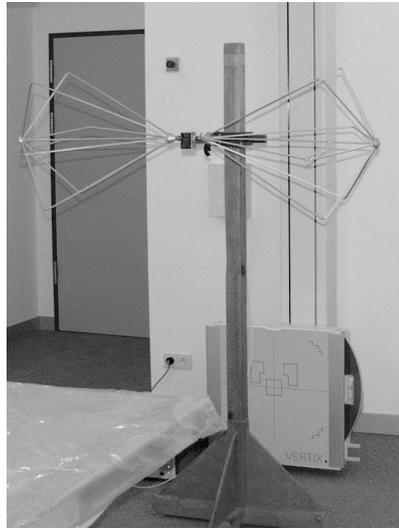


Bild 3.2 VHF-Doppelkonusantenne in einem Röntgenraum

3.2.2 Hornantennen

Hornantennen wurden für zwei Messsysteme benötigt: zur Bestimmung der reinen Wanddämpfung und für richtungsaufgelöste Messungen zur Bestimmung der Ausbreitungspfade. Da die Abmessungen von Hornantennen für tiefe Frequenzen zu groß werden, wurden die Messungen mit Hornantennen nur für die Frequenzen 2,45 GHz und 5,2 GHz durchgeführt. Bei den für diese beiden Frequenzen eingesetzten Antennen handelt es sich um Pyramidenhörner, d.h. die Antennen sind sowohl in der E- als auch in der H-Ebene aufgeweitet. In Bild 3.3 ist eine solche Antenne skizziert dargestellt.

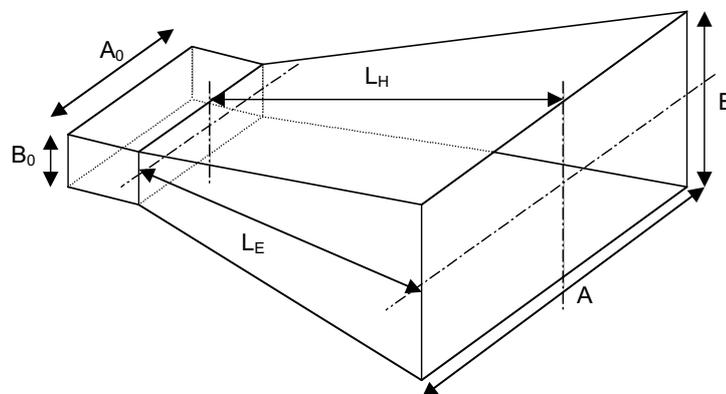


Bild 3.3 Skizze einer Hornantenne mit gebräuchlichen Längenbezeichnungen

Bei der Frequenz 2,45 GHz wurden die IHE Standard Gain Hornantennen mit der Kennung S-2-1 und S-2-2 eingesetzt, welche im Frequenzbereich von 2 GHz bis 2,75 GHz eine gute Anpassung besitzen. Diese Antennen haben folgende Abmessungen: $A_0 = 9,1$ cm, $B_0 = 4,8$ cm, $A = 25,5$ cm, $B = 18,5$ cm, $L_E = 10,5$ cm und $L_H = 11,4$ cm.

Für die Messungen bei der Frequenz 5,2 GHz wurden ebenfalls IHE Standard Gain Hornantennen eingesetzt (Kennungen J-4-1 und J-4-2). Die Abmessungen dieser beiden Antennen betragen $A_0 = 3,5$ cm, $B_0 = 1,6$ cm, $A = 23,35$ cm, $B = 17,3$ cm, $L_E = 25,9$ cm und $L_H = 26,6$ cm.

Eine dritte Hornantenne kam bei der Bestimmung der Ausbreitungspfade bei 2,45 GHz zum Einsatz (Kennung L-1-1). Diese hat die Abmessungen $A_0 = 8,64$ cm, $B_0 = 4,32$ cm, $A = 20,0$ cm, $B = 15,0$ cm, $L_E = 16,11$ cm und $L_H = 16,23$ cm. Der Grund für den Einsatz dieser Antenne war die geringere Halbwertsbreite (im Vergleich zu den Antennen S-2-1 und S-2-2), wodurch eine bessere Richtungsauflösung möglich wird.

Um die Gewinne dieser Antennen bei den Messfrequenzen zu bestimmen, wurden Gewinnmessungen in Hauptstrahlrichtung durchgeführt. Die Messungen fanden in der Absorberkammer des Instituts für Elektroenergiesysteme und Hochspannungstechnik der Universität Karlsruhe (TH) statt. Als Referenz wurden Antennen mit bekanntem Gewinn eingesetzt. Die Ergebnisse sind in Tabelle 3.1 zusammengefasst.

Tabelle 3.1
Gewinne der verwendeten Hornantennen in Hauptstrahlrichtung

Frequenz	Antennenbezeichnung	Gewinn
2,45 GHz	S-2-1 und S-2-2	13,0 dBi
2,45 GHz	L-1-1	12,0 dBi
5,2 GHz	J-4-1 und J-4-2	18,5 dBi

3.2.3 Kegelantennen

Für verschiedene Messungen mit omnidirektionalen Antennen wurden im Frequenzbereich von 600 MHz bis 5,2 GHz Kegelantennen eingesetzt. Diese wurden selbst konstruiert und werden in ihrem Aufbau und ihren Eigenschaften im Folgenden näher beschrieben.

3.2.3.1 Konstruktion der Mono- und Doppelkegelantennen

Es wurden zwei verschieden große Doppelkegelantennen entworfen, welche aufgrund ihrer Abmessungen mit den Abkürzungen GDK (großer Doppelkegel) und KDK (kleiner Doppelkegel) bezeichnet werden. Die GDK-Antenne ist für die Frequenzen 600 MHz bis 1800 MHz und die KDK-Antenne für 1,8 GHz bis 5,2 GHz konstruiert. Die beiden Antennen besitzen in der ψ -Ebene (horizontal) eine omnidirektionale Richtcharakteristik und in der θ -Ebene (vertikal) eine keulenförmige, vergleichbar mit der Richtcharakteristik eines $\lambda/2$ -Dipols.

Neben den beiden Doppelkegelantennen wurden drei verschiedene Monokegelantennen angefertigt, die sich durch die Größe ihrer Kegel und die Größe der Grundplatte unterscheiden. Diese Antennen wurden mit KK (kleiner Kegel), MK (mittlerer Kegel) und GK (großer Kegel) bezeichnet, wobei sich MK und GK nur durch die Größe der Grundplatte unterscheiden. Trotz der leitenden Grundplatte ist die Richtcharakteristik der Monokegelantennen besonders für Frequenzen bis 1,8 GHz nahezu spiegelsymmetrisch zur Grundplatte (s. Bild 3.7b).

Um dauernde Umbauten der Antennen während der Messungen zu vermeiden, wurde in einer Voruntersuchung aus den möglichen Antennenkombinationen diejenige ausgewählt, welche über den gesamten Frequenzbereich die besten Eigenschaften aufweist. Als beste Antennenkombination ergab sich daraus der KDK als Sende- und der MK als Empfangsantenne. Im Folgenden wird die Konstruktionsweise der verwendeten Kegelantennen kurz erläutert.

Der Wellenwiderstand Z einer Doppelkegelantenne bleibt im gesamten Öffnungskegel von der Speisung nach außen konstant und ist gegeben durch [Bal97]:

$$Z = 120 \ln \left[\cot \left(\frac{\alpha}{4} \right) \right] \quad (3.2)$$

Dabei ist α der Öffnungswinkel des Kegels. Bei einer Monokegelantenne ist der Wellenwiderstand nur halb so groß [Bal97]:

$$Z_{Mono} = \frac{Z}{2} \quad (3.3)$$

Wenn nun der Öffnungswinkel so gewählt wird, dass der Wellenwiderstand des Kegels gleich dem der Speiseleitung ist, dann bewegen sich die Wellen auf dem Kegel ohne Reflexion in den Raum nach außen. Voraussetzung dafür ist jedoch, dass die auf die Wellenlänge bezogene Kegelgröße ausreichend ist, um Reflexionen am Ende zu vermeiden [Dub77]. Bei einem Wellenwiderstand der Speiseleitung von 50Ω ergibt sich aus Gl. (3.2) für die Doppelkegelantenne ein Öffnungswinkel von $\alpha = 133,6^\circ$.

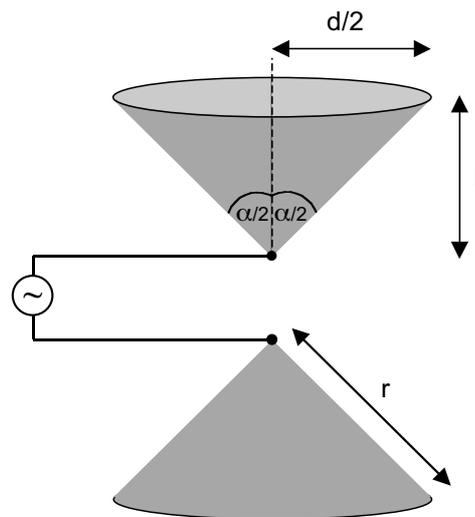


Bild 3.4 Skizze einer Doppelkegelantenne mit Bezeichnung der Abmessungen

In Bild 3.4 ist eine Doppelkegelantenne mit den wichtigsten Abmessungen skizziert. Mit Hilfe des Tangenssatzes ergibt sich

$$\tan\left(\frac{\alpha}{2}\right) = \frac{d}{2l} . \quad (3.4)$$

Mit $\alpha = 133,6^\circ$ folgt ein fester Zusammenhang zwischen dem Radius $d/2$ und der Länge l des Kegels:

$$\frac{d}{2} = 2,333l \quad (3.5)$$

Beim Bau der Doppelkegelantenne wurden die Abmessungen im Hinblick auf die gewünschten Arbeitsfrequenzen zu $l = 6,0$ cm bzw. $d/2 = 13,75$ cm gewählt. Mit dem Satz von Pythagoras kann die Kantenlänge r nach Gl. (3.6) bestimmt werden.

$$r^2 = \left(\frac{d}{2}\right)^2 + l^2 \quad (3.6)$$

Mit den oben genannten Maßen ist $r = 15,0$ cm. Um einen Kegel mit den errechneten Abmessungen formen zu können, wird aus einem Kupfer- oder Messingblech eine Kreissektion mit dem Radius r herausgeschnitten. Diese Kreissektion muss gemäß den ermittelten Anforderungen bestimmt werden, um den richtigen Öffnungswinkel des Kegels zu erhalten. Die Vorgehensweise zur Konstruktion ist in Bild 3.5 verdeutlicht. Aus geometrischen Überlegungen ergibt sich der Winkel β des Kreissektors zu

$$\beta = 360^\circ - \frac{d}{2r} 360^\circ . \quad (3.7)$$

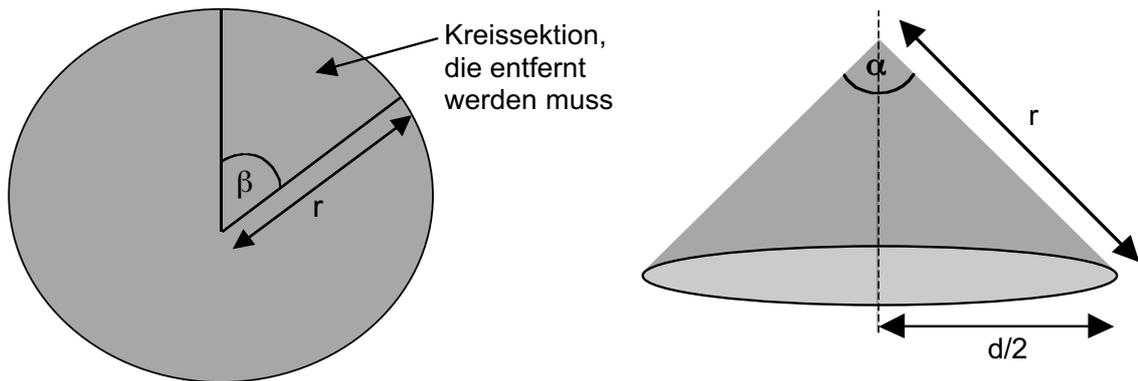


Bild 3.5 Maße und Vorgehensweise zur Konstruktion des Antennenkegels

Für die oben genannten Größen errechnet sich aus Gl. (3.7) ein Winkel von $\beta = 30^\circ$. Dieser Winkel gilt für die Konstruktion der Doppelkegelantenne, nicht jedoch für die Monokegelantenne.

Da der Wellenwiderstand einer Monokegelantenne nach Gl. (3.3) nur halb so groß ist wie der einer Doppelkegelantenne, ergibt sich bei einer 50Ω Speiseleitung hier ein Öffnungswinkel von $\alpha = 93,96^\circ$ und daraus ein Verhältnis zwischen Länge und Radius des Kegels zu

$$\frac{d}{2} = 1,072l \quad (3.8)$$

Die Abmessungen $l = 8 \text{ cm}$ und $d/2 = 8,6 \text{ cm}$ führen zu einer Kantenlänge von $r = 11,8 \text{ cm}$ für die MK-Antenne. Daraus lässt sich wiederum der Winkel β für das zu entfernende Kreissegment errechnen, welcher in diesem Fall $\beta = 96,5^\circ$ beträgt. Die Metallplatte, auf welcher der Kegel senkrecht angebracht wird, besitzt bei der MK-Antenne einen Durchmesser von $22,5 \text{ cm}$.

In Bild 3.6a und Bild 3.6b sind jeweils die KDK-Antenne und die MK-Antenne gezeigt. Der Pappkarton, welcher zwischen den beiden Kegeln der Doppelkegelantenne angebracht ist (Bild 3.6a), dient zur mechanischen Stabilisierung. Der Einfluss des Kartons auf die Eigenschaften der Antenne wurde durch eine vergleichende Messung ohne Pappkarton untersucht. In den Messergebnissen sind keine signifikanten Unterschiede zu erkennen, so dass der Pappkarton folglich keine Auswirkung hat.

Mit Hilfe eines Netzwerkanalysators wurde die Anpassung dieser Antennen gemessen. Der Reflexionsparameter S_{11} war dabei für alle Messfrequenzen besser als $-9,0 \text{ dB}$. In einer weiteren Messung wurden die Gewinne bestimmt, welche im nächsten Kapitel vorgestellt werden.

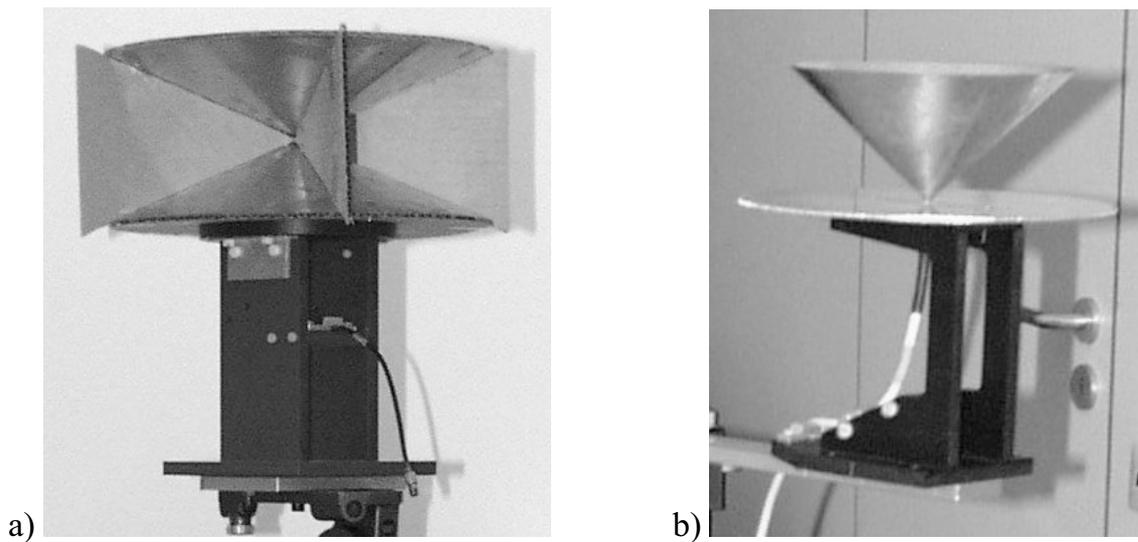


Bild 3.6 a) Doppelkegelantenne (KDK) und b) Monokegelantenne (MK)

3.2.3.2 Gewinnmessungen

Bei der Auswertung der Messungen zur Funkwellenausbreitung ist es wichtig, dass die Eigenschaften der Antennen aus den Ergebnissen eliminiert werden können. Dazu müssen u.a. die frequenzabhängigen Gewinne der verwendeten Antennen bekannt sein. Diese wurden durch Messungen ermittelt und werden im Folgenden kurz vorgestellt.

Die Gewinnmessung wurde in der Absorberhalle des Instituts für Elektroenergiesysteme und Hochspannungstechnik (IEH) der Universität Karlsruhe (TH) vorgenommen. Bei den Messungen wurden jeweils zwei Antennen mit den Gewinnen G_A und G_B im Abstand r voneinander aufgestellt. Der Abstand beträgt für alle Messungen 4 m, wodurch die Fernfeldbedingung für alle Antennen und Frequenzen erfüllt wird. Eine Antenne wird als Sender und die andere als Empfänger eingesetzt, so dass folgender Zusammenhang zwischen gesendeter Leistung P_S und empfangener Leistung P_E gilt [Wie99]:

$$\frac{P_E}{P_S} = \left(\frac{\lambda_0}{4\pi r} \right)^2 G_A G_B \quad (3.9)$$

In logarithmischer Form ergibt sich daraus:

$$10 \log \left(\frac{P_E}{P_S} \right) = 20 \log \left(\frac{\lambda_0}{4\pi r} \right) + G_A|_{dB} + G_B|_{dB} \quad (3.10)$$

Bei den Frequenzen 1,8 GHz, 2,45 GHz und 5,2 GHz wurde zur Bestimmung des Gewinns der Antennen als zweite Antenne jeweils eine Referenzantenne (Horn-

antenne) mit bekanntem Gewinn verwendet. Dadurch kann der Antennengewinn der zu vermessenden Antenne mit Hilfe von Gl. (3.10) bestimmt werden. Mit Hilfe eines Drehtisches wurde der Gewinn über die ψ -Ebene gemittelt. Die eingesetzten Referenzantennen und deren Gewinne sind in Tabelle 3.2 aufgeführt. Die Sendeleistung betrug bei allen Messungen 14 dBm.

Tabelle 3.2

Hornantennen als Referenz zur Gewinnbestimmung der Kegelantennen

Frequenz	Antennenbezeichnung	Gewinn
1,8 GHz	B-1-1	7,0 dBi
2,45 GHz	L-1-1	12,0 dBi
5,2 GHz	J-4-1	18,5 dBi

Bei den Frequenzen 600 MHz und 900 MHz standen keine geeigneten Referenzantennen zur Verfügung, so dass für diese Frequenzen auf die sogenannte 3-Antennen-Methode zurückgegriffen wurde. Bei diesem Verfahren werden drei Antennen A , B und C ausgewählt und so kombiniert, dass sich insgesamt drei Messungen ergeben, bei denen jede mögliche Antennenkombination einmal realisiert wird. Dadurch ergeben sich drei Gleichungen mit den drei unbekanntem Gewinnen G_A , G_B und G_C der Antennen [Wie99]:

$$G_A|_{dB} + G_B|_{dB} = 10 \log \left(\frac{P_E}{P_S} \right)_{AB} - 20 \log \left(\frac{\lambda_0}{4\pi r} \right) \quad (3.11a)$$

$$G_A|_{dB} + G_C|_{dB} = 10 \log \left(\frac{P_E}{P_S} \right)_{AC} - 20 \log \left(\frac{\lambda_0}{4\pi r} \right) \quad (3.11b)$$

$$G_B|_{dB} + G_C|_{dB} = 10 \log \left(\frac{P_E}{P_S} \right)_{BC} - 20 \log \left(\frac{\lambda_0}{4\pi r} \right) \quad (3.11c)$$

Unter den vorhandenen und neu gebauten Kegelantennen wurden für die 3-Antennen-Methode zunächst die neue MK-Antenne sowie die neue und alte KDK-Antenne herangezogen. Nachdem deren Gewinne bekannt waren, wurde die MK-Antenne als Referenzantenne eingesetzt, um die Gewinne der übrigen Antennen mit Hilfe von Gleichung (3.10) zu bestimmen. Um die Gewinne der in ψ -Ebene omnidirektionalen Antennen über den gesamten Antennenumfang zu mitteln, wurden die Antennen bei den Messungen jeweils um 360° gedreht. Dabei wurden 601 Messwerte aufgezeichnet (dies entspricht einer Auflösung von $0,6^\circ$). Die so gewonnenen mittleren Antennengewinne aller verwendeten Kegelantennen gegenüber einem fiktiven isotropen Kugelstrahler sind in Tabelle 3.3 aufgelistet.

Tabelle 3.3
Gemittelte Gewinne der Kegelantennen in Hauptstrahlrichtung (in dBi)

Antennenbezeichnung	Frequenzabhängige Gewinne				
	600 MHz	900 MHz	1800 MHz	2450 MHz	5200 MHz
MK (alt)	-0,1	3,2	0,7	3,0	0,1
MK (neu)	-1,0	1,0	0,8	3,5	1,2
KDK (alt)	-0,1	-0,2	2,2	5,4	6,7
KDK (neu)	0,0	-0,6	1,4	4,8	6,3
GDK	-1,2	1,2	4,1	6,4	6,3
GK	0,9	-2,8	1,4	4,2	1,4

In Bild 3.7a ist als Beispiel die gemessene Richtcharakteristik der neu gebauten KDK-Antenne bei einer Frequenz von 5,2 GHz über der gesamten ψ -Ebene für $\theta = 90^\circ$ dargestellt. Der Antennengewinn beträgt bei dieser Frequenz 6,3 dBi. In der Richtcharakteristik sind vier leichte Keulen mit einem Versatz von 90° zu erahnen, jedoch ist die Verteilung in guter Näherung omnidirektional.

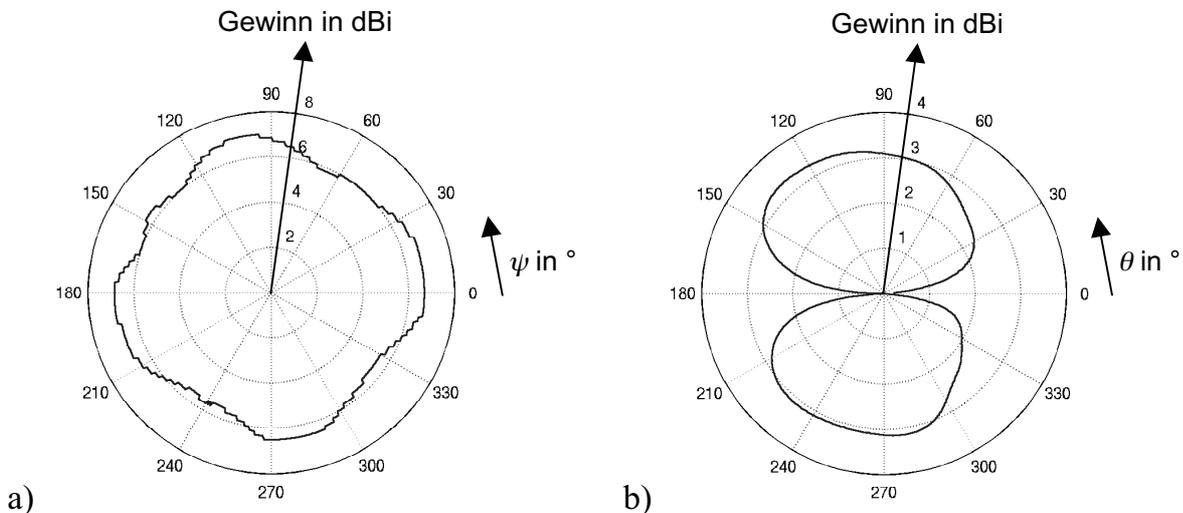


Bild 3.7 a) Richtdiagramm der KDK-Antenne im Azimuth für 5,2 GHz
b) Richtdiagramm der MK-Antenne in Elevation für 900 MHz

Das Verhalten der vertikalen Richtdiagramme der alten Doppelkegel- und der Monokegelantenne wurde bereits in [Zwi00d] untersucht. Bild 3.7b zeigt als Beispiel die Elevationsebene (θ -Ebene) der MK-Antenne bei einer Frequenz von 900 MHz. Es ist zu erkennen, dass die Richtcharakteristik trotz der leitenden Grundplatte nahezu

spiegelsymmetrisch ist und daher ebenfalls annähernd als $\lambda/2$ -Dipol modelliert werden kann.

3.3 Messsysteme

3.3.1 Wanddämpfung

Die Ausbreitung elektromagnetischer Wellen durch verschiedene Wände ist sehr stark von deren Aufbau abhängig. Dabei kommt es auf die Leitfähigkeit sowie die dielektrischen und die magnetischen Parameter der Wandmaterialien an. Enthält das Wandsystem eine oder mehrere leitfähige Schichten, so ist die Verarbeitung dieser Schichten entscheidend, denn in diesem Fall können die Wellen nur durch Schlitze und Öffnungen der Metallschicht hindurchkoppeln.

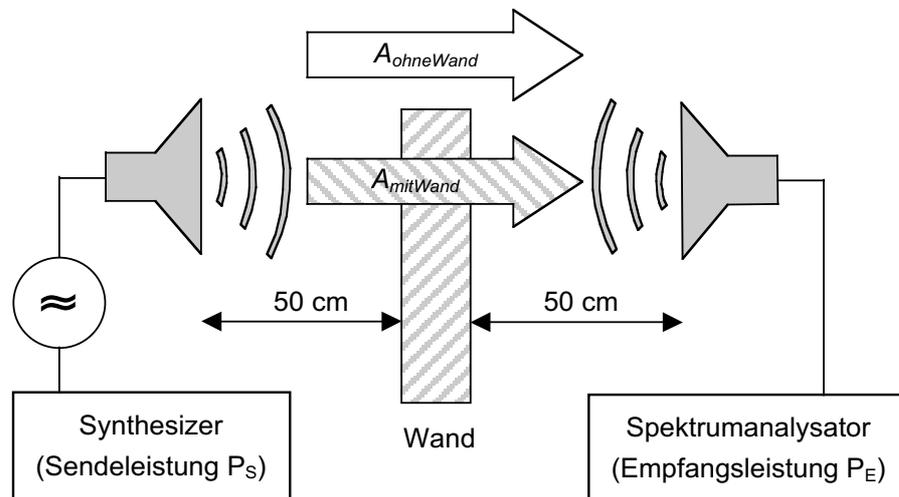


Bild 3.8 Messprinzip bei der Bestimmung der Wanddämpfung

Um die reine Wanddämpfung der in Kliniken eingebauten Wandsysteme zu bestimmen, wurden zwei Hornantennen auf gegenüberliegenden Seiten einer Wand positioniert. Der Messaufbau dazu ist in den Bildern 3.8 und 3.9 gezeigt. Der Abstand beider Antennen zur Wand beträgt jeweils 50 cm. Zur Kalibration wurde im gleichen Abstand der beiden Antennen die Freiraumdämpfung gemessen. Durch diese beiden Werte lässt sich die reine Wanddämpfung ermitteln:

$$A_{\text{Wand}} = A_{\text{mitWand}} - A_{\text{ohneWand}} \quad (3.12)$$

Dabei ist A_{ohneWand} der Messwert der Kalibration und A_{mitWand} der Messwert, bei dem sich die Wand zwischen den Antennen befindet. Aufgrund der Kalibrationsmessung müssen der Gewinn der Antennen und die Kabeldämpfung nicht berücksichtigt werden.

Die Messungen zur Wanddämpfung wurden für die Frequenzen 2,45 GHz und 5,2 GHz mit den in Kapitel 3.2.2 beschriebenen Hornantennen S-2-1 und S-2-2 (2,45 GHz) bzw. J-4-1 und J-4-2 (5,2 GHz) durchgeführt. Für beide Frequenzen wurde die Wanddämpfung jeweils für horizontale und die vertikale Polarisation untersucht.

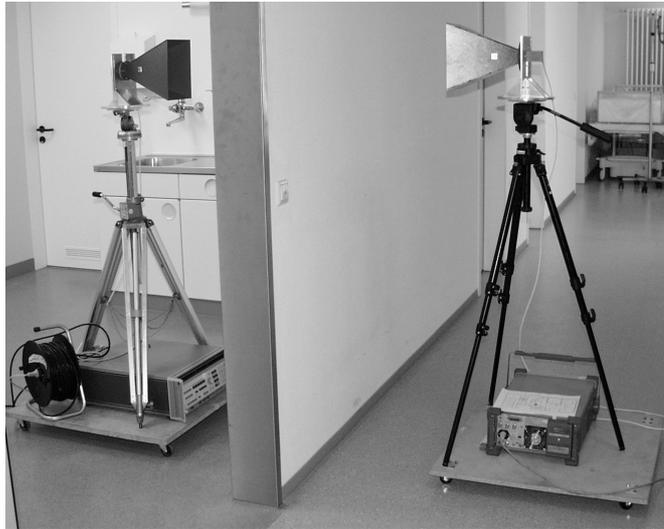


Bild 3.9 Messaufbau zur Bestimmung der reinen Wanddämpfung mit zwei Hornantennen (Kranken­zimmer, 5,2 GHz)

Um über lokale Wand­einbauten wie Profilstützen, Luftschächte usw. zu mitteln, wurde nicht nur eine Messung pro Wand, sondern mehrere Messungen entlang der Wand vorgenommen. Dazu wurden jeweils ca. fünf Messpunkte in einem Abstand von jeweils etwa 50 cm verwendet. Die Anzahl der Messpunkte richtete sich danach, wie unterschiedlich die Dämpfungen der einzelnen Messungen ausfielen. Aus allen Messwerten wurde anschließend ein Mittelwert gebildet, welcher die durchschnittliche Wanddämpfung beschreibt.

3.3.2 Raumdämpfung

Im Gegensatz zur Messung der Wanddämpfung nach Kapitel 3.3.1, betrachtet die Raumdämpfung die Dämpfungseigenschaften eines Raumes als Ganzes. Der Messung der Raumdämpfung liegen deshalb andere Gegebenheiten und Ausbreitungswege zu Grunde als bei der Messung der Wanddämpfung, was je nach Raumtyp zu anderen Dämpfungseigenschaften führt. Bei der Raumdämpfung wird eine Empfangsantenne innerhalb des zu untersuchenden Raumes positioniert, während eine Sendeantenne nacheinander in allen benachbarten Räumen platziert wird (s. Bild 3.10). Für jede Antennenanordnung wird die Funkfelddämpfung gemessen und anschließend über alle Kombinationen gemittelt, wodurch sich die mittlere Transmissionsdämpfung eines Raumes ergibt. Neben der Transmissionsdämpfung der Räume wurde auch die

Reflexionsdämpfung gemessen, indem die Sende- und die Empfangsantenne innerhalb desselben Raumes positioniert wurden.

Die Messung der Raumdämpfung wurde bei acht verschiedenen Frequenzen zwischen 42,6 MHz und 5,2 GHz durchgeführt. Im Einzelnen waren dies 42,6 MHz, 100 MHz, 300 MHz, 600 MHz, 900 MHz, 1,8 GHz, 2,45 GHz und 5,2 GHz. Die Frequenzen wurden bereits in Kapitel 3.1 näher erläutert. Aufgrund des großen Frequenzbereichs und den damit einzusetzenden Antennen, mussten zwei unterschiedliche Messaufbauten verwendet werden.

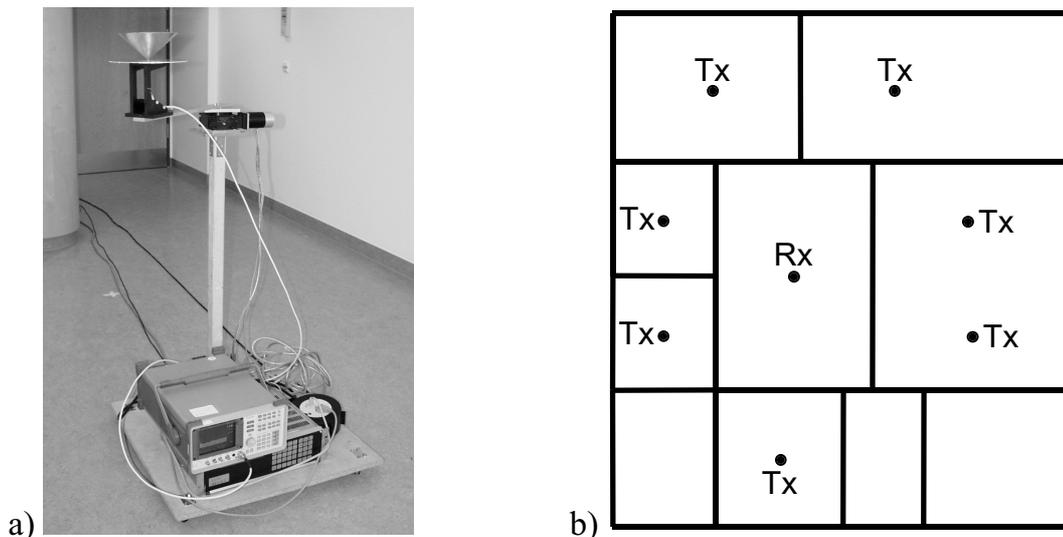


Bild 3.10 a) Empfangseinheit (Rx) mit Drehtisch und Monokegelantenne
b) Skizze zur Positionierung der Empfangs- (Rx) und Sendeantennen (Tx) zur Bestimmung der Raumdämpfung

Für die Frequenzen 42,6 MHz, 100 MHz und 300 MHz wurden zwei VHF-Doppelkonusantennen verwendet (s. Kapitel 3.2.1). Sendeseitig wurde die Antenne mit dem Signalgenerator SML 03 von Rhode & Schwarz gespeist, wobei die maximal mögliche Sendeleistung von 13 dBm verwendet wurde. Empfangsseitig wurde der Messempfänger ESVD von Rhode & Schwarz benutzt. Die Auflösungsbandbreite wurde auf 120 kHz und die Messzeit auf 100 ms (Peak-Average) gesetzt.

Im Gegensatz zu den relativ handlichen Kegelantennen für höhere Frequenzen, konnten die großen und schweren VHF-Antennen nicht auf dem Drehtisch angebracht werden. Deshalb wurde die Raumdämpfung für die Frequenzen 42,6 MHz, 100 MHz und 300 MHz derart bestimmt, dass mehrere Messwerte durch manuelles Verschieben der Empfangsantenne aufgenommen wurden. Dabei wurde die Antenne bei jedem Messpunkt um 50 cm bis 1 m hin und her bewegt, um mehrere Messwerte zu erhalten. Aus diesen Messwerten wurde dann der Mittelwert gebildet. Bei allen Messpunkten

wurden schließlich drei unterschiedliche Kombinationen der Polarisierung von Sende- und Empfangsantenne untersucht, welche in Tabelle 3.4 aufgeführt sind.

Tabelle 3.4

Gemessene Kombinationen der Polarisierung von Sende- und Empfangsantenne

Sendeantenne	Empfangsantenne
horizontal	horizontal
horizontal	vertikal
vertikal	vertikal

Für die Messungen bei den Frequenzen 600 MHz, 900 MHz, 1,8 GHz, 2,45 GHz und 5,2 GHz wurde die KDK-Antenne als Sender und die MK-Antenne als Empfänger eingesetzt. Sowohl die Sende- als auch die Empfangsantenne haben eine omnidirektionale Richtcharakteristik in ψ -Richtung, so dass alle Ausbreitungsrichtungen erfasst werden. Die Empfangsantenne wurde an einem Ausleger der Länge 30 cm auf einen Drehtisch montiert. Mit dieser Anordnung konnten Messwerte in einem Radius von 30 cm um den Empfangspunkt (Rx in Bild 3.10) aufgenommen werden. Dadurch war es möglich, die Empfangsleistung über Interferenzmaxima und –minima in diesem Raumbereich zu mitteln. Diese Mittelung über die lokalen Interferenzen (Fast Fading) ist notwendig, um eine Fehlbestimmung der Raumdämpfung zu vermeiden.

Als Signalgenerator diente für diese Messungen ein „Synthesized Sweeper 8340A“ von HP, welcher mit einer Sendeleistung von 14 dBm betrieben wurde. Auf der Empfangsseite wurde ein „Spectrum Analyzer 8563E“ von HP verwendet. Der Spektrumanalysator und das Phytron-Ansteuergerät des Drehtisches wurden über den GPIB-Bus durch einen Messrechner gesteuert, welcher die Empfangsantenne drehte und die Messwerte aufzeichnete. Zu diesem Zweck wurde ein Programm in C++ entwickelt, welches den Drehtisch zum einen in wählbaren Gradschritten oder kontinuierlich um 360° dreht.

Bei der kontinuierlichen Drehung werden über einen kompletten Umlauf 601 Messwerte aufgezeichnet, was einer Auflösung von $0,6^\circ$ entspricht. Der Vorteil dieser Methode ist neben der großen Anzahl von Messwerten die Schnelligkeit der Messung, da der Drehtisch nicht bei jeder Messung anhält, sondern die 360° kontinuierlich durchfährt. Für diese Messung muss allerdings der Signalgenerator mit dem Spektrumanalysator über ein 10 MHz Referenzkabel verbunden werden, um die Sendefrequenz genau zu treffen, damit die Messbandbreite (Span) auf 0 Hz eingestellt werden kann. Deshalb kann diese Methode nicht verwendet werden, wenn z.B. die Raumdämpfung eines EMV-geschirmten Raumes bestimmt wird, denn in diesem Fall kann das Referenzkabel nicht verlegt werden. Für diese Messungen wurde deshalb auf die

andere Methode mit den wählbaren Gradschritten zurückgegriffen. Hier wurde eine Messbandbreite von 100 kHz gewählt und direkt am Spektrum Analysator über jeweils 4 Messungen gemittelt.

Für beide Verfahren wurde eine Auflösungsbandbreite von 1 kHz (RBW) und eine Videobandbreite von ebenfalls 1 kHz (VBW) verwendet. Der Referenzlevel wurde bei Messungen mit Sender und Empfänger im gleichen Raum auf +10 dBm und bei Messungen in benachbarten Räumen auf -10 dBm eingestellt.

3.3.3 Analyse der Ausbreitungspfade

Mit diesem Messverfahren wurden die Ausbreitungswege der Funkwellen zwischen einer Sende- und einer Empfangsantenne untersucht. Der Messaufbau entspricht im Wesentlichen dem der Raumdämpfung für Frequenzen ab 600 MHz. Die Messungen zur Richtungsauflösung wurden bei 2,45 GHz und 5,2 GHz durchgeführt. Dabei wurden die Ausbreitungspfade sowohl für einen Sender und Empfänger im gleichen Raum als auch in benachbarten Räumen untersucht. Als Sendeantenne wurde wie bei der Raumdämpfung die KDK-Antenne verwendet, während als Empfangsantenne je nach Messfrequenz die entsprechende Hornantenne (siehe Kapitel 3.2.2) zum Einsatz kam. Die Empfangsantenne wurde ohne Ausleger direkt auf dem Drehtisch befestigt, so dass sich das Phasenzentrum der Antenne im Drehzentrum befand. Die Ansteuerung des Drehtisches über den Messrechner erfolgte auf die gleiche Weise wie bei der Messung der Raumdämpfung ab der Frequenz 600 MHz (näher beschrieben in Kapitel 3.3.2), d.h. es standen auch hier die beiden Messarten mit diskreten Winkelschritten einerseits (ohne Referenzkabel) und mit kontinuierlicher Drehung andererseits (mit Referenzkabel) zur Verfügung.



Bild 3.11 Empfangseinheit mit Drehtisch und Hornantenne zur Richtungsanalyse

An der Sendeantenne wurde der „Synthesized Sweeper 8340A“ von HP mit einer Leistung von 14 dBm betrieben, während empfangsseitig der „Spectrum Analyzer 8563E“ von HP angeschlossen wurde. Die Messbandbreite (Span) betrug wiederum 0 Hz (für die Messung mit Referenzkabel) bzw. 100 kHz (ohne Referenzkabel), die Auflösungs- (RBW) und Videobandbreite (VBW) betragen 1 kHz und der Referenzlevel war -10 dBm (Messung innerhalb des Raumes) bzw. $+10$ dBm (Messung zwischen benachbarten Räumen). Bild 3.11 zeigt den Aufbau der Empfangseinheit mit Spektrum Analyzer, Phytron-Steuerggerät, Drehtisch und Hornantenne.

3.3.4 Flächige Textur der Feldstärkeverteilung

Die Mehrwegeausbreitung von elektromagnetischen Wellen innerhalb von Gebäuden führt zu einer inhomogenen räumlichen Verteilung der Feldstärke. Um die Textur der Feldstärkeverteilung in verschiedenen Klinikräumen zu untersuchen, wurden flächige Messungen durchgeführt. Für diese Aufgabe wurde der in Bild 3.12 dargestellte Positioniertisch verwendet. Mit diesem konnte eine Fläche von $147\text{ cm} \times 64\text{ cm}$ analysiert werden. Diese Fläche erfasst für die untersuchten Frequenzen von 900 MHz ($\lambda = 33,3\text{ cm}$) und 1800 MHz ($\lambda = 16,6\text{ cm}$) einen genügend großen Bereich der Interferenzstruktur.



Bild 3.12 Messaufbau zur flächigen Analyse der Feldstärkeverteilung

Die Auflösung zwischen den einzelnen Messpunkten betrug knapp $\lambda/16$, was bei einer Frequenz von 900 MHz zu einer Schrittweite von 2 cm und bei 1800 MHz zu einer Schrittweite von 1 cm in beiden Dimensionen führt. Höhere Frequenzen konnten aufgrund der notwendigen kleinen Schrittweite und der damit verbundenen sehr langen Messzeit von mehreren Stunden nicht untersucht werden. Bei allen Messungen befanden sich Sender und Empfänger im gleichen Raum.

Der Positioniertisch der Empfangseinheit wurde mit Hilfe eines Messrechners über den GPIB-Bus und das Phytron-Ansteuergerät betrieben. Auf dem Laufwagen des Tisches wurde die MK-Antenne montiert, an welcher ein „Test-Receiver ESVD“ von Rhode & Schwarz angeschlossen und ebenfalls über den Messrechner gesteuert wurde. Die Auflösungsbandbreite betrug 120 kHz und die Messzeit wurde auf 100 ms eingestellt (Peak Average). Gesendet wurde über die KDK-Antenne mit dem „Signalgenerator SML 03“ von Rhode & Schwarz mit einer Leistung von 13 dBm.

Kapitel 4

Wellenausbreitung durch ungeschirmte und geschirmte Klinikräume

In Kliniken gibt es viele verschiedene Wandsysteme, welche teilweise Metallschichten im Wandaufbau beinhalten. Dies ist z.B. bei Röntgenräumen oder Operationssälen der Fall (s. Kapitel 2). Im vorliegenden Kapitel wird die Wellenausbreitung durch ungeschirmte und geschirmte Klinikräume untersucht und die dabei auftretenden Phänomene betrachtet. Dabei kommt das Messsystem zur Richtungsanalyse der Ausbreitungspfade zum Einsatz, welches in Kapitel 3.3.3 vorgestellt wurde. Zunächst folgen einige grundlegende Betrachtungen zur Wellenausbreitung durch Wände.

4.1 Ausbreitungsphänomene bei der Wellenausbreitung durch Wände

Die Wellenausbreitung innerhalb von Gebäuden wird hauptsächlich durch die Anordnung und Beschaffenheit der Wände bestimmt. An den Wänden wird ein Teil der elektromagnetischen Welle reflektiert, ein Teil wird absorbiert und ein Teil wird transmittiert. Das Verhältnis dieser drei Größen hängt von den verwendeten Materialien im Wandaufbau ab, besonders von der Leitfähigkeit κ . Die Reflexions- und die Absorptionsdämpfung nehmen beide mit der Leitfähigkeit des Schirmmaterials zu.

Bei den Dämpfungseigenschaften kommt es allerdings nicht nur auf das Material an, sondern vor allem bei metallischen Materialien auch sehr stark auf die Verarbeitung an den Stoßstellen. Eine hohe Abschirmung elektromagnetischer Wellen lässt sich nur erreichen, wenn die metallische Schirmung keine (auf die Wellenlänge bezogen) großen Öffnungen und Schlitze enthält. Schlitze in der Größenordnung einer halben Wellenlänge wirken wie Antennen und zerstören die Wirkung einer Abschirmung. Die größte Ausdehnung einer Öffnung l sollte daher viel kleiner als die Wellenlänge λ sein:

$$l \ll \lambda \quad (4.1)$$

Eine weitere wichtige Größe, welche die Schirmwirkung beeinflusst, ist die Dicke d des Materials. Diese Dicke muss für eine gute Schirmung viel größer als die Eindringtiefe δ der HF-Wellen sein:

$$d \gg \delta \quad (4.2)$$

Die Eindringtiefe δ in Metall ist dabei durch Gleichung (4.3) gegeben [Sch96]. δ ist diejenige Distanz, bei welcher das Feld auf $1/e \approx 8,7$ dB abgefallen ist. Mit Gleichung (4.3) kann berechnet werden, ob die Dicke von Metall groß genug ist, um nicht-ionisierende elektromagnetische Wellen wirksam abzuschirmen. Für die ionisierende Röntgenstrahlung ist die Formel nicht anwendbar.

$$\delta = \sqrt{\frac{1}{\pi f \mu_0 \mu_r \kappa}} \quad (4.3)$$

Röntgenräume werden gewöhnlich mit Blei der Dicke 0,5 mm bis 2,5 mm gegen Röntgenstrahlung abgeschirmt, deren Frequenz im Bereich von $3 \cdot 10^{16}$ Hz bis $3 \cdot 10^{20}$ Hz liegt und welche sich bei der Ausbreitung deshalb strahlenoptisch verhält. Die Dicke des Bleis richtet sich dabei nach der Stärke der Röntgenstrahlung. Nun ist die Frage, ob diese Schirmung auch für HF-Wellen geeignet ist. Die Leitfähigkeit von Blei beträgt $\kappa = 4,76 \cdot 10^6$ S/m und dessen Permittivität ist $\mu_r = 1$. Die größte Eindringtiefe ergibt sich für die niedrigste Messfrequenz, welche in diesem Fall $f = 42,6$ MHz beträgt. Aus Gleichung (4.3) ergibt sich daraus eine Eindringtiefe von $\delta = 35,3$ μm . Diese Eindringtiefe ist folglich viel kleiner als die dünnste Bleischirmung von 0,5 mm.

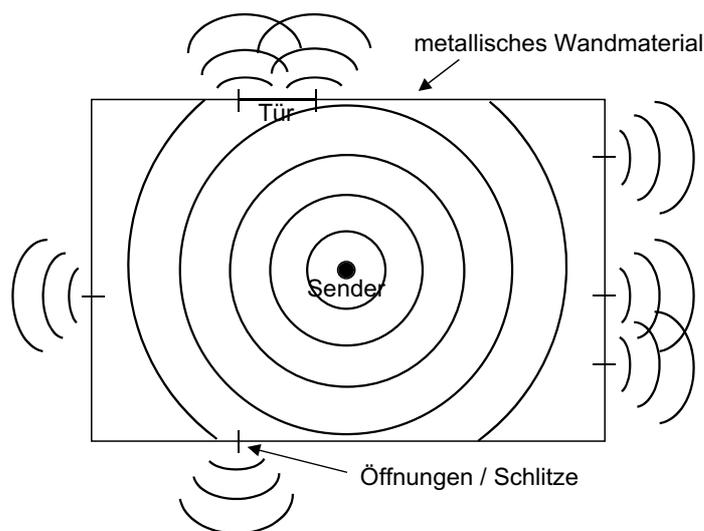


Bild 4.1 Wellenausbreitung durch metallisch geschirmte Wände, z.B. Röntgenraum

Dies bedeutet, dass die HF-Wellen vom Blei fast vollständig abgeschirmt werden und eine Ausbreitung nur durch Öffnungen und Schlitze in der Schirmung stattfinden kann. Öffnungen und Schlitze in der Abschirmung entstehen dort, wo die Metallplatten zusammengefügt werden (s. Bild 2.4) oder bei Installationen und Durchführungen im Wandaufbau, wie z.B. Steckdosen, welche zwar für Röntgenstrahlung dicht sind, für Mikrowellen aufgrund von Beugungseffekten jedoch nicht. Ein solches Ausbreitungsszenario ist in Bild 4.1 anschaulich skizziert. Bild 4.1 zeigt exemplarisch einen metallisch geschirmten Raum, z.B. einen Röntgenraum. In der Mitte des Raumes ist ein Sender platziert, vom dem aus sich die elektromagnetischen Wellen zu den Wänden hin ausbreiten. Aufgrund der Dicke des Metalls, welche viel größer als die Eindringtiefe ist, können die Wellen nur durch Öffnungen und Schlitze nach außen gelangen. Ebenso ist die Umkehrung gültig, d.h. bei einem Sender außerhalb des Raumes können die Wellen nur über Öffnungen und Schlitze nach innen koppeln.

In den Kapiteln 4.2 und 4.3 werden die Ausbreitungspfade durch ungeschirmte und geschirmte Räume anhand von Messungen untersucht, um die Schwachstellen der Schirmung zu überprüfen.

4.2 Ausbreitungspfade durch ungeschirmte Räume

Die Wände ungeschirmter Räume bestehen in modernen Klinikbauten fast ausschließlich aus Gipskarton, in älteren Bauten jedoch auch aus Beton, Mauerwerk oder Holzspanplatten. Zu den ungeschirmten Räumen zählen in einer Klinik die Krankenzimmer, die Räume der Intensivstation sowie Behandlungsräume für Untersuchungen und kleine Eingriffe. Die Räume und deren Wandaufbau sind in Kapitel 2 näher beschrieben.

Die Bestimmung der Ausbreitungspfade erfolgte mit Hilfe des in Kapitel 3.3.3 vorgestellten Messsystems für die beiden Frequenzen 2,45 GHz und 5,2 GHz. In Bild 4.2 sind die Ergebnisse zweier Messszenarien für die Frequenz 5,2 GHz dargestellt. Für jede Sender-Empfänger-Kombination wurden die drei stärksten Ausbreitungspfade bestimmt.

Bild 4.2a zeigt einen Grundriss des Aufwachraumes in Klinik III mit den Wänden der angrenzenden Räume und Flure. Die Wände des Aufwachraumes sind gewöhnliche Gipskartonständerwände. Die Empfangsantenne wurde auf dem Messpunkt A5 positioniert, während sich der Sender einmal bei A7 und einmal bei A8 befand. Durch drehen der Empfangsantenne wurden die drei Richtungen mit der größten einfallenden Amplitude bestimmt, welche mit den Ziffern 1 bis 3 versehen sind. Einfache Ausbreitungspfade mit wenig Interaktionen (Reflexion, Transmission) können durch Weiterverfolgen der Pfade bis zurück zum Sender nachvollzogen werden. Komplizierte

Ausbreitungspfade mit mehrfachen Interaktionen können nur schwer reproduziert werden. Im Folgenden werden die Pfade vom Empfänger ausgehend zum Sender hin betrachtet, da die Einfallsrichtungen am Empfänger gemessen wurden.

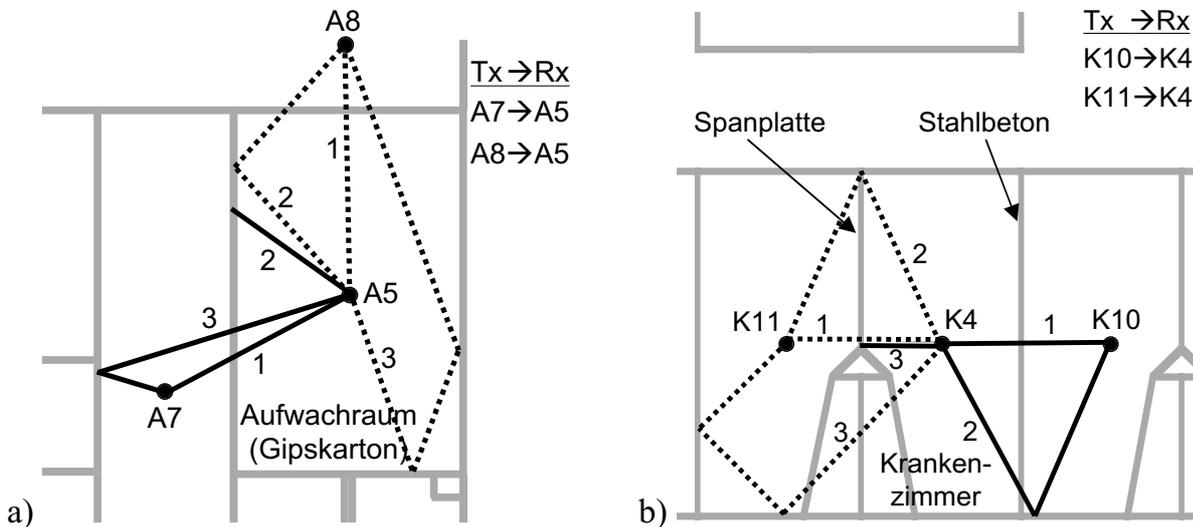


Bild 4.2 a) Analyse der Ausbreitungspfade im Aufwachraum in Klinik III bei 5,2 GHz; durchgezogen: Tx-Rx-Kombination A7–A5, gestrichelt: A8–A5
b) Analyse der Ausbreitungspfade in einem Krankenzimmer in Klinik IV bei 5,2 GHz; durchgezogen: Tx-Rx-Kombination K10–K4, gestrichelt: K11–K4

Die gestrichelten Pfade in Bild 4.2a gehören zur Empfänger-Sender-Konstellation A5–A8. Der stärkste Pfad ist dabei der direkte Ausbreitungspfad zwischen Sender und Empfänger und besitzt genau eine Transmission durch die Gipskartonwand. Der zweitstärkste Pfad entsteht durch eine Reflexion innerhalb des Raumes mit anschließender Transmission durch die Gipskartonwand. Der drittstärkste Pfad entsteht durch zwei Reflexionen und anschließender Transmission, wobei die Reflexion an der rechten Seitenwand durch eine ca. 20 cm breite Metallleiste (für Licht und verschiedene medizinische Anschlüsse) begünstigt wurde.

Die durchgezogenen Linien in Bild 4.2a zeigen die ermittelten Pfade zur Empfänger-Sender-Konstellation A5–A7. Auch hier ist der stärkste Ausbreitungspfad der direkte Pfad zwischen Sender und Empfänger mit einer Transmission durch die Wand. Während der zweitstärkste Pfad nicht sicher nachvollzogen werden kann, wird der drittstärkste Pfad zunächst durch die Wand transmittiert und anschließend an der Wand im Flur reflektiert.

Bild 4.2b zeigt im Grundriss einen Teil der Krankenstation in Klinik IV. Die Krankenzimmer in dieser Klinik haben die Besonderheit, dass eine Seite des Zimmers durch eine Stahlbetonwand begrenzt ist (10 cm Dicke), wohingegen auf der anderen Seite

eine eingebaute Schrankwand aus Spanplatten zur Trennung der Räume dient. Die kleinen Räume mit den schrägen Wänden sind die Nasszellen der Krankenzimmer. In diesem Szenario wurde die Empfangseinheit auf dem Messpunkt K4 und der Sender jeweils auf den Punkten K10 bzw. K11 positioniert.

Die gestrichelten Pfade in Bild 4.2b gehören zur Empfänger-Sender-Konstellation K4–K11. Auch hier ist der stärkste Pfad die direkte Ausbreitung zwischen Sender und Empfänger, in diesem Fall durch die Schrankwand aus Spanplatten. Der zweite Pfad entsteht durch eine Reflexion an der Frontwand des Krankenzimmers, welche wie die eine Seitenwand ebenfalls aus Stahlbeton besteht. Beim dritten Pfad transmittiert die Welle zunächst durch die Nasszelle, bevor sie zwei Reflexionen an den Stahlbetonwänden erfährt.

Die durchgezogenen Linien in Bild 4.2b zeigen die ermittelten Pfade zur Sender-Empfänger-Konstellation K4–K10. Der direkte Pfad zwischen Sender und Empfänger ist auch in diesem Beispiel der stärkste Pfad. Es folgt der zweitstärkste Pfad mit einer Transmission und einer Reflexion, während der dritte Pfad direkt an der Rückwand des Krankenzimmers reflektiert und anschließend durch die gegenüberliegende Wand transmittiert wird.

Die Ergebnisse weiterer Messungen in ungeschirmten Räumen, auch bei einer Frequenz von 2,45 GHz, sind ähnlich: der direkte Pfad zwischen Sender und Empfänger ist immer unter den drei Hauptausbreitungspfaden. Meistens ist dieser der stärkste Pfad, wie es auch bei den vorgestellten Beispielen der Fall ist. Somit erfolgt bei ungeschirmten Wänden (ohne flächiges Metall) die Transmission überwiegend direkt durch die Wand, solange keine metallischen Profilstützen, Luftschächte oder andere metallische Einbauten den direkten Weg verdecken.

4.3 Ausbreitungspfade durch geschirmte Räume

Die Wände so genannter „geschirmter Räume“ sind durch flächiges Metall im Wandaufbau gekennzeichnet. Dies bedeutet jedoch nicht, dass diese Räume gegen HF-Strahlung geschirmt sind. Ein Beispiel für eine solche Schirmung ist die Bleischirmung von Röntgenräumen oder die CrNi-Stahl-Verkleidung von Operationssälen. Räume für MRT-Systeme besitzen hingegen eine explizite EMV-Schirmung. Die verschiedenen Räume und deren Wandaufbau sind in Kapitel 2 beschrieben.

Die Bestimmung der Ausbreitungspfade erfolgte wiederum für die beiden Frequenzen 2,45 GHz und 5,2 GHz. Bild 4.3 zeigt die Ergebnisse zweier ausgewählter Beispiele für einen CT-Raum und einen MRT-Raum bei der Messfrequenz 5,2 GHz.

Bild 4.3a zeigt einen Grundriss des CT-Raumes und der angrenzenden Räume in Klinik III. Die Wände des CT-Raumes sind mit Blei geschirmt und besitzen eine CrNi-Stahl-Verkleidung, wodurch die elektromagnetischen Wellen ohne große Verluste an den Wänden reflektiert werden. Bei der Bestimmung der Ausbreitungspfade durch diesen Raum wurde das Empfangssystem mit der sich drehenden Hornantenne auf dem Messpunkt C5 positioniert. Die Sendereinheit befand sich jeweils auf den Punkten C6 bzw. C8. Die drei stärksten ermittelten Pfade sind mit den Ziffern 1 bis 3 gekennzeichnet. Die Ausbreitungspfade werden im Folgenden vom Empfänger ausgehend hin zum Sender betrachtet, weil die Einfallsrichtungen am Empfänger gemessen wurden.

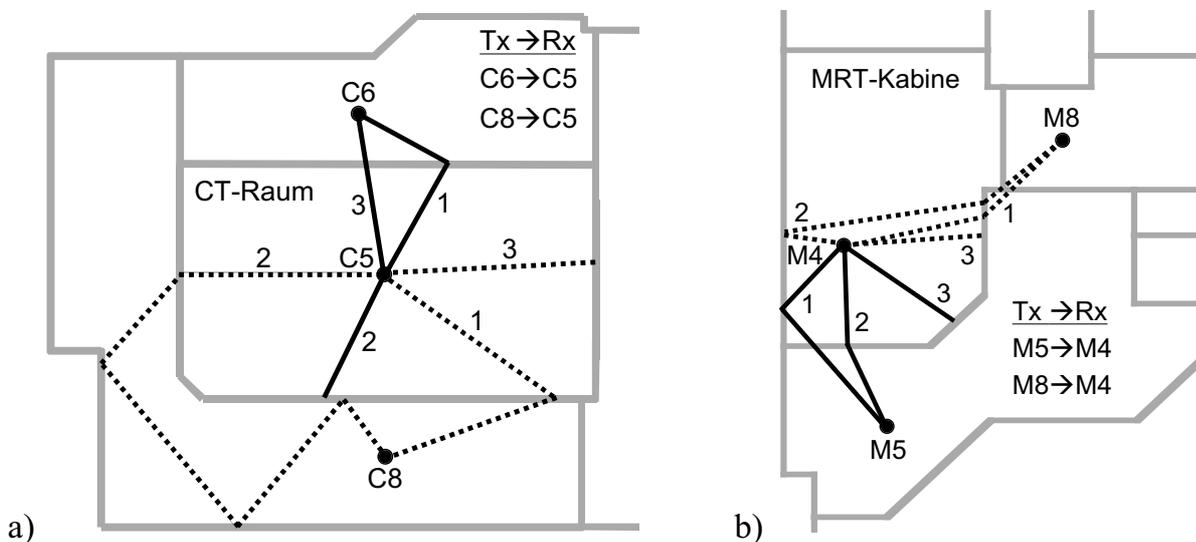


Bild 4.3 a) Analyse der Ausbreitungspfade im CT-Raum (CrNi-Stahl-Verkleidung und Bleischirmung) in Klinik III bei 5,2 GHz; durchgezogen: Tx-Rx-Kombination C6–C5, gestrichelt: C8–C5
b) Analyse der Ausbreitungspfade im MRT-Raum (EMV-Schirmung) in Klinik IV bei 5,2 GHz; durchgezogen: Tx-Rx-Kombination M5–M4, gestrichelt: M8–M4

Die gestrichelten Pfade in Bild 4.3a gehören zur Empfänger-Sender-Konstellation C5–C8. Der stärkste Pfad (1) liegt nicht auf dem direkten Weg zwischen Sender und Empfänger, sondern nimmt aufgrund der Metallschirmung einen Umweg über eine Koppelstelle in der Wand (Schlitze/Öffnungen). Der zweitstärkste Pfad muss ebenfalls zunächst an einer geeigneten Stelle durch die metallische Wand koppeln, bevor er über drei Reflexionen an der CrNi-Stahl-Verkleidung den Messpunkt C8 erreicht. Der dritte Pfad geht offensichtlich durch den an dieser Stelle vorhandenen Türspalt, konnte jedoch in seinem weiteren Ausbreitungsweg aufgrund komplizierter Mehrwegeausbreitung nicht sicher rekonstruiert werden.

Die durchgezogenen Linien in Bild 4.3a zeigen die ermittelten Pfade zur Empfänger-Sender-Konstellation C5–C6. Der stärkste Pfad zwischen Sender und Empfänger nimmt auch hier einen Umweg über eine günstige Koppelstelle in der Wand, wohingegen der direkte Weg zwischen Sender und Empfänger aufgrund ungünstiger Ausbreitungsbedingungen nur der drittstärkste Pfad ist. Der zweite Pfad erfolgt über Mehrwegeausbreitung und ist deshalb nicht explizit nachvollziehbar.

Bild 4.3b zeigt im Grundriss die MRT-Kabine in Klinik IV mit den benachbarten Räumen. Der betrachtete Raum besitzt eine EMV-Schirmung, welche besonders für die Arbeitsfrequenzen des MRT ausgelegt ist. Die Arbeitsfrequenzen von MR-Tomographen befinden sich hauptsächlich im unteren VHF-Band (vgl. Kapitel 3.1). Bei den hier durchgeführten Untersuchungen sind jedoch die Ausbreitungspfade bei 2,45 GHz und bei 5,2 GHz von Interesse. Die Empfangseinheit befindet sich in Bild 4.3b auf dem Messpunkt M4 und die Sendeeinheit jeweils auf M5 bzw. M8.

Die gestrichelten Pfade in Bild 4.3b gehören zur Empfänger-Sender-Konstellation M4–M8. Der stärkste Pfad gelangt über eine Beugung und eine anschließende Transmission zum Punkt M8. Der zweite Pfad unterliegt zunächst einer Reflexion und koppelt danach nahe an Pfad 1 durch die Wand, was auf eine Schwachstelle der Schirmung in diesem Bereich hinweist. Der drittstärkste Pfad führt ebenfalls auf diesen Bereich der Wand zu, ist aber in seiner weiteren Ausbreitung nicht eindeutig.

Die durchgezogenen Linien in Bild 4.3b zeigen die ermittelten Pfade zur Empfänger-Sender-Konstellation M4–M5. Die Ausbreitung des stärksten Pfades erfolgt hier über eine Reflexion und eine Transmission, während der zweite Pfad nahezu auf dem direkten Weg durch die Wand koppelt. Der dritte Pfad geht direkt auf die an dieser Stelle befindliche Tür des MRT-Raumes zu, kann jedoch nicht eindeutig zum Punkt M5 weiterverfolgt werden.

Zusammenfassend für die richtungsaufgelösten Messungen in geschirmten Räumen bei 2,45 GHz und 5,2 GHz ergeben sich folgende Gemeinsamkeiten: der Hauptausbreitungspfad ist im Gegensatz zu den ungeschirmten Räumen nur sehr selten der direkte Pfad zwischen Sender und Empfänger, da dieser im Normalfall durch das flächige Metall in den Wänden verdeckt ist. Oft gehen die Ausbreitungspfade Umwege über geeignete Koppelstellen in den Wänden, welche durch Schlitz- (Nähte) oder andere Öffnungen hervorgerufen werden. Damit wurde die Vermutung über die Wellenausbreitung in solchen geschirmten Klinikräumen aus Kapitel 4.1 (angedeutet in Bild 4.1) bestätigt.

Kapitel 5

Dämpfungen von Klinikwänden

Um die Durchgangsdämpfung der verschiedenen Wandtypen in Kliniken zu bestimmen, wurde das Messsystem aus Kapitel 3.3.1 verwendet. Mit diesem Messsystem wurde mittels zweier einander gegenübergestellter Hornantennen die Dämpfung der Klinikwände bestimmt. Die gemessenen Dämpfungen wurden anschließend über mehrere Messpunkte gemittelt. Die Messungen erfolgten wie auch in Kapitel 4 bei der Analyse der Ausbreitungspfade für die beiden Frequenzen 2,45 GHz und 5,2 GHz, wobei die Wanddämpfung sowohl für vertikale als auch für horizontale Polarisierung gemessen wurde. In den folgenden Unterkapiteln werden die Ergebnisse für die verschiedenen Wandtypen vorgestellt.

5.1 Gipskartonständerwände

Gipskartonständerwände gehören zu den ungeschirmten Wandtypen, da sie kein flächiges Metall enthalten. Sie werden in Krankenzimmern, Intensivstationen und gewöhnlichen Behandlungsräumen eingesetzt. Gipskartonwände beruhen auf der Trockenbauweise mit Profilstützen (s. Kapitel 2.2) und konnten in den Kliniken I-III untersucht werden. In der um 1970 erbauten Klinik IV werden weitestgehend andere Wandsysteme eingesetzt. In Tabelle 5.1 sind die Ergebnisse der Dämpfungsmessungen für alle Gipskartonständerwände zusammengestellt. Die reinen Wanddämpfungen ergeben sich hierbei nach Gleichung (3.12). Die Kalibrationswerte betragen $A_{ohneWand} = -6$ dBm für 2,45 GHz und $A_{ohneWand} = -1,3$ dBm für 5,2 GHz (s. Kapitel 3.3.1).

Die gemessenen Durchgangsdämpfungen für Gipskartonwände sind sehr gering, vor allem im Vergleich zu den untersuchten Wänden in Röntgenräumen, Operationssälen und MRT-Kabinen (siehe nachfolgende Kapitel). Dies ist dadurch begründet, dass Gipskarton gegenüber Mikrowellen nur eine sehr geringe Schirmwirkung besitzt.

Die größte Dämpfung ergibt sich mit durchschnittlich 6,4 dB für vertikale Polarisierung der Antennen. Für horizontale Polarisierung beträgt die Dämpfung im Mittel 4,5 dB und

ist damit für beide betrachteten Frequenzen geringer als für vertikale Polarisierung. Der Grund hierfür liegt im vertikalen Aufbau der Wände: z.B. sind alle metallischen Profilstützen innerhalb der Wände vertikal angeordnet. Dadurch ist die Dämpfung für vertikale Polarisierung etwas höher. Insgesamt ist kein Anstieg der Dämpfung der Gipskartonständerwände mit zunehmender Frequenz zu beobachten.

Tabelle 5.1

Dämpfung der Gipskartonständerwände in dB
(v-v, h-h: vertikale bzw. horizontale Antennenpolarisation)

Raumtyp	2,45 GHz		5,2 GHz	
	v-v	h-h	v-v	h-h
Behandlungsraum, Klinik I	7,0	5,4	6,3	5,0
Krankenzimmer, Klinik II	6,7	4,5	4,7	4,2
Intensivstation, Klinik III	6,3	3,9	7,3	4,2

5.2 Wände von Röntgen- und CT-Räumen

Die Wände von Röntgen- und CT-Räumen sind aufgrund der Röntgenstrahlung nach außen hin mit Blei geschirmt. Die Dicke der Bleischirmung richtet sich dabei nach der Stärke der Röntgenstrahlung und reicht typischerweise von 0,5 mm bis 2,5 mm (s. Kapitel 2.3). Räume für CT-Systeme weisen den gleichen Wandaufbau wie Röntgenräume auf. Solche bleigeschirmten Wände wurden in den Kliniken I, II und IV untersucht und die gemessenen Dämpfungswerte sind in Tabelle 5.2 zusammengestellt. Neben den Wanddämpfungen wurden auch die Dämpfungen der Türen gemessen, welche ebenfalls mit Blei geschirmt sind.

Die Dämpfung der mit Blei geschirmten Wände der Röntgen- und CT-Räume liegt um etwa 40 dB (für 2,45 GHz) bis über 50 dB (für 5,2 GHz) höher als die Dämpfung der Gipskartonwände (Kapitel 5.1). Die Türen weisen tendenziell eine etwas geringere Abschirmung der HF-Strahlung auf, durchschnittlich sind dies jedoch nur 2,5 dB, was angesichts der hohen Dämpfung ein vernachlässigbarer Wert ist.

Beim genaueren Betrachten der Messergebnisse ergeben sich mehrere Erkenntnisse. Die Wanddämpfungen der Röntgenräume in den Kliniken I und II sind für vertikale und horizontale Polarisierung nahezu identisch. Im Gegensatz dazu ist im Röntgenraum in Klinik IV die Dämpfung für horizontale Polarisierung um durchschnittlich 13,4 dB niedriger als für vertikale Polarisierung. In Klinik IV müssen deshalb vertikale Schlitze (Nähte) in der Bleiabschirmung vorhanden sein, durch welche die horizontal polarisierten elektromagnetischen Wellen bevorzugt koppeln können. Im Unterschied zu den

im Jahr 2001 neu gebauten Kliniken I und II, wurde die Klinik IV bereits um 1970 gebaut, weshalb die Wandaufbauten der Röntgenräume unterschiedlich sind. In den Kliniken I und II wurde die Trockenbauweise mit Profilstützen angewendet, während in Klinik IV die Wand mit Gipsblöcken gemauert wurde (s. Kapitel 2.6).

Tabelle 5.2

Dämpfung der Türen und Wände von Röntgen- und CT-Räumen in dB
(v–v, h–h: vertikale bzw. horizontale Antennenpolarisation)

Röntgenraum		2,45 GHz		5,2 GHz	
		v–v	h–h	v–v	h–h
Klinik I	Wand	50,5	53,6	59,6	61,6
	Tür	41,7	32,8	66,2	61,2
Klinik II	Wand	46,0	46,2	59,3	61,2
	Tür	44,0	35,3	62,8	53,2
Klinik IV	Wand	42,6	31,1	62,0	46,7
	Tür	44,2	30,4	61,7	56,9

In allen drei Kliniken ist bei den Türen zu beobachten, dass die Dämpfung für vertikale Polarisation höher ist als für horizontale Polarisation. Im Durchschnitt beträgt der Unterschied 8,4 dB. Für diesen Effekt sind hauptsächlich die Schlitz an den Übergängen zwischen Tür und Wand verantwortlich.

Im Gegensatz zur horizontalen Polarisation ist die Dämpfung von Türen und Wänden bei vertikaler Polarisation etwa gleich groß. Es ergeben sich durchschnittlich 44,8 dB für 2,45 GHz und 61,9 dB für 5,2 GHz.

Weiterhin lässt sich feststellen, dass die Dämpfung in allen Fällen mit steigender Frequenz zunimmt. Über alle Räume und Polarisationen gemittelt ist der Unterschied 17,9 dB zwischen den beiden Frequenzen. Im Gegensatz hierzu ist bei den Gipskartonwänden in Kapitel 5.1 kein Anstieg der Dämpfung bei höherer Frequenz zu beobachten.

Abschließend bleibt zu bemerken, dass die Wanddämpfungen der Röntgen- und CT-Räume für HF-Strahlung unabhängig von der Bleidicke der Abschirmung sind. Diese bereits in Kapitel 4.3 erlangte Erkenntnis konnte auch bei der Messung der Wanddämpfung bestätigt werden.

5.3 Wände von Operationssälen

In Operationssälen werden in verschiedenen Kliniken unterschiedliche Wandsysteme eingesetzt (s. Kapitel 2.5). Die meisten Operationssäle, vor allem in modernen Kliniken, besitzen eine Abschirmung gegen Röntgenstrahlung, um CT-Untersuchungen während einer laufenden Operation zu ermöglichen. Häufig eingesetzte Wandsysteme sind dabei solche mit einer CrNi-Stahl verkleideten Oberfläche und solche mit einer TrespaTM-beschichteten Oberfläche mit einer zusätzlichen Bleischirmung von 0,5 mm Dicke. In den Kliniken I-IV konnten dabei jeweils zwei dieser Wandsysteme auf ihr Dämpfungsverhalten hin untersucht werden. Die Ergebnisse sind in Tabelle 5.3 zusammengestellt.

Tabelle 5.3
Dämpfungen der Wände von Operationssälen in dB
(v–v, h–h: vertikale bzw. horizontale Antennenpolarisation)

Raumtyp	2,45 GHz		5,2 GHz	
	v–v	h–h	v–v	h–h
OP-Saal mit CrNi, Klinik I	51,0	37,8	70,0	57,6
OP-/CT-Saal mit CrNi + Pb, Klinik III	54,8	50,7	73,7	66,7
OP-Saal mit CrNi, Klinik III	38,3	40,6	52,5	51,2
OP-Saal mit Trespa + Pb, Klinik IV	38,2	39,9	52,7	48,3
OP-Saal mit Trespa + Pb, Klinik II	40,0	42,2	47,2	58,2
OP-Vorraum mit Trespa, Klinik II	6,5	4,7	7,4	6,7

Die Wanddämpfung der Operationssäle liegt in der Größenordnung der Wanddämpfung der Röntgenräume. Dies ist insofern einsichtig, da beide Wandsysteme flächiges Metall in ihrem Aufbau enthalten, welches jedoch nicht zur Abschirmung von HF-Strahlung vorgesehen ist. Deshalb gibt es in beiden Wandsystemen Schlitze und Öffnungen, durch welche die HF-Strahlung durchtreten kann.

Beim Vergleich der beiden Operationssäle mit CrNi-Stahl-Verkleidung in den Kliniken I und III fällt auf, dass die Wanddämpfung für vertikale Polarisation in Klinik I im Mittel um 15,1 dB höher ist als in Klinik III. Bei horizontaler Polarisation beträgt die Differenz hingegen nur 1,8 dB. Da das Material in beiden Kliniken das gleiche ist, muss der Unterschied in der Verarbeitung liegen, so dass in Klinik III mehr oder größere horizontale Schlitze in der Metallverkleidung vorhanden sind.

In Klinik III wurde zusätzlich ein Raum mit CrNi-Stahl-Verkleidung (welche für sich bereits einen gewissen Bleigleichwert besitzt) und Bleischirmung untersucht, welcher daher für CT-Aufnahmen während einer Operation ausgelegt ist. Dieser Raum besitzt

eine durchschnittlich um 15,8 dB höhere Wanddämpfung als der entsprechende Raum ohne zusätzliche Bleischirmung. Da die Dämpfung für horizontale Polarisation um 5,6 dB niedriger ist als für vertikale Polarisation, weist die Bleischirmung offensichtlich vertikale Schlitze auf, denn im Raum ohne die Bleischirmung ist dieses Verhalten nicht zu beobachten.

Die Wanddämpfungen des OP-Saals mit CrNi-Stahl-Verkleidung in Klinik III und der OP-Säle in den Kliniken II und IV mit TrespaTM-Verkleidung und Bleischirmung, sind in ihren Ergebnissen trotz des unterschiedlichen Aufbaus gleichwertig. In allen drei Räumen gibt es keinen wesentlichen Unterschied zwischen vertikaler und horizontaler Polarisation. Für 2,45 GHz ergibt sich eine mittlere Dämpfung von 39,9 dB, und für 5,2 GHz ergeben sich 51,7 dB.

Um die Auswirkungen der Bleischirmung innerhalb einer Wand beurteilen zu können, wurde in Klinik II zum Vergleich die Wanddämpfung eines OP-Vorraumes gemessen. Der Raum war ebenfalls mit TrespaTM verkleidet, hatte jedoch keine Bleischirmung. Der Unterschied in der Dämpfung (letzte Zeile in Tabelle 5.3) ist beträchtlich und beträgt über 30 dB (für 2,45 GHz) bzw. über 40 dB (für 5,2 GHz). Die Wanddämpfung dieses OP-Vorraumes ist mit den Gipskartonwänden aus Kapitel 5.1 vergleichbar. Während bei den Wänden der OP-Säle ein Anstieg der Dämpfung um 11,5 dB zur höheren Frequenz hin zu beobachten ist, beträgt der Anstieg bei den Wänden des OP-Vorraumes lediglich 1,5 dB.

5.4 Wände von MRT-Kabinen

MRT-Kabinen sind speziell EMV geschirmte Räume (s. Kapitel 2.4). Die EMV-Schirmung ist einerseits notwendig, um einen störungsfreien Betrieb des MRT zu gewährleisten, andererseits aber auch um die hohen Felder des MRT nach außen hin abzuschirmen. Die EMV-Schirmung wird im Arbeitsbereich eines MRT (je nach System von 21,3 MHz bis 170,4 MHz) auf 100 dB spezifiziert. Die gemessenen Wanddämpfungen bei den Frequenzen 2,45 GHz und 5,2 GHz sind in Tabelle 5.4 dargestellt. Wie auch bei den Röntgenräumen, wurden zusätzlich die Dämpfungen durch die Türen und durch ein Fenster gemessen.

Wie aufgrund der expliziten EMV-Schirmung dieser Wände erwartet wurde, ergeben sich auch für die beiden Messfrequenzen sehr hohe Dämpfungen. Die Wanddämpfung liegt durchschnittlich bei 90,1 dB und ist damit um etwa 40 dB höher als die Wanddämpfungen der Röntgenräume und Operationssäle.

Für die höhere Frequenz ergibt sich auch für die MRT-Räume eine höhere Wanddämpfung, wobei der Anstieg 10,6 dB beträgt. Dieser Anstieg ist mit dem bei Opera-

tionssälen und Röntgenräumen vergleichbar. Weiter fällt auf, dass wiederum die horizontale Polarisation schwächer gedämpft wird, was sich vor allem für 2,45 GHz bemerkbar macht. Die Differenz beträgt bei dieser Frequenz 9,0 dB im Gegensatz zu 2,7 dB für 5,2 GHz.

Tabelle 5.4

Dämpfung der Türen und Wände von MRT-Kabinen in dB
(v–v, h–h: vertikale bzw. horizontale Antennenpolarisation)

MRT-Kabine		2,45 GHz		5,2 GHz	
		v–v	h–h	v–v	h–h
Klinik I	Wand	87,2	79,3	97,7	92,7
	Tür	70,5	56,8	91,2	87,2
	Fenster	95,5	-	-	-
Klinik IV	Wand	91,4	81,2	95,7	95,3
	Tür	73,7	67,4	93,7	102,9

Einen relativen Schwachpunkt der Schirmung bilden die Türen der MRT-Kabinen. Die Dämpfung bei der Messung durch die Türen ist für 2,45 GHz um knapp 20 dB geringer als durch die Wand. Dieses Phänomen ist bei der Frequenz 5,2 GHz nicht so stark zu beobachten. Die Ursache hierfür liegt zum einen darin, dass die Hauptkeulen der 5,2 GHz-Hornantennen schmaler sind und somit ein kleinerer Bereich ausgeleuchtet wird, und zum anderen darin, dass die Kopplung der Wellen durch die Schlitz am Übergang zwischen Tür und Wand bei höheren Frequenz geringer wird (die Antennen wurden auf die Mitte der Tür ausgerichtet).

Das Fenster in der MRT-Kabine, welches zur Beobachtung des Patienten dient, weist mit 95,5 dB eine der Wand entsprechende Dämpfung auf. Das Fenster ist mit einem feinen Metallgitter durchzogen und leitend mit der Kupfer-Abschirmung in der Wand verbunden.

5.5 Stahlbetonwände (tragende Wände)

Neben den in Kliniken vorkommenden verschiedenen Arten von Trockenbauwänden, welche lediglich zur räumlichen Trennung dienen, wurde auch die Dämpfung von zwei Stahlbetonwänden untersucht. Eine der beiden Wände ist eine tragende Wand in Klinik I mit einer Dicke von 27 cm, welche vom Aufbau mit den Außenwänden dieser Klinik identisch ist. Die andere Wand dient in Klinik IV zur Trennung der Krankenzimmer und hat deshalb nur eine Dicke von 10 cm. Die gemessenen Dämpfungen finden sich in Tabelle 5.5 wieder.

Tabelle 5.5
Dämpfung der Stahlbetonwände in dB
(v–v, h–h: vertikale bzw. horizontale Antennenpolarisation)

Wandtyp	2,45 GHz		5,2 GHz	
	v–v	h–h	v–v	h–h
Stahlbeton, 27 cm, Klinik I	35,5	33,2	43,9	40,4
Stahlbeton, 10 cm, Klinik IV	7,4	6,8	10,7	10,3

Für die 27 cm dicke Stahlbetonwand in Klinik I ergibt sich eine relativ hohe Dämpfung von 34,4 dB für 2,45 GHz und 42,2 dB für 5,2 GHz. Da diese Dämpfung auch für die Außenwände gilt, sind die medizinischen Geräte innerhalb der Klinik gegenüber von außen einfallenden elektromagnetischen Wellen gut geschirmt. Tatsächlich war der Betrieb eines Mobiltelefons nur in Räumen mit Außenfenster möglich.

Die Dämpfung der 10 cm dicken Stahlbetonwand in Klinik IV ist mit der Dämpfung der untersuchten Gipskartonständerwände vergleichbar. Damit ist auch die Schirmung zwischen den Krankenzimmern in den vier Kliniken trotz unterschiedlicher Wandsysteme ähnlich. Die Dämpfung beträgt für 2,45 GHz im Mittel 7,1 dB und steigt für 5,2 GHz auf 10,5 dB an. Für vertikale Polarisation ist die Dämpfung für beide Stahlbetonwände geringfügig höher als für horizontale Polarisation.

Zusammenfassend für Kapitel 5 lässt sich feststellen, dass durch die Messung der Wanddämpfungen wichtige Einblicke in das Dämpfungsverhalten der verschiedenen Klinikwände gewonnen werden konnten. Durch die verschiedenen Ausbreitungseigenschaften ergeben sich je nach Wandtyp sehr unterschiedliche Dämpfungen.

Kapitel 6

Betrachtung der Räume als Ganzes

Nachdem in Kapitel 5 die reinen Wanddämpfungen von Klinikwänden untersucht wurden, geht es in diesem Kapitel um das Dämpfungsverhalten eines Raumes als Ganzes. Dazu wird von dem betreffenden Raum die Funkfelddämpfung zu den benachbarten Räumen hin gemessen (Messaufbau siehe Kapitel 3.3.2). Dies bedeutet, dass alle vorhandenen Ausbreitungswege zwischen zwei benachbarten Räumen in die Messung der Raumdämpfung mit einfließen. Dadurch können Ausbreitungspfade berücksichtigt werden, welche bei der Bestimmung der reinen Wanddämpfung nicht erfasst werden. Dies ist besonders bei Wänden mit metallischen Flächen im Wandaufbau von Bedeutung, denn hier können besonders wichtige Ausbreitungspfade über Umwege in den benachbarten Raum gelangen und dadurch die gesamte Dämpfung stark reduzieren. Als Folge ergibt sich zwischen den Räumen eine Funkfelddämpfung, welche kleiner ist als es die reine Wanddämpfung erwarten ließe. Für eine korrekte Vorgehensweise ist es deshalb wichtig, die Wände nicht nur lokal, sondern ebenso den Raum als Ganzes zu betrachten. Analog zur Dämpfung zu benachbarten Räumen hin, wurde auch die Dämpfung bzw. Reflektivität innerhalb eines Raumes mit Hilfe der Raumdämpfung sowie durch flächige Analysen der Feldstärkeverteilung bestimmt. Die Ergebnisse dieser Messungen werden in den folgenden Unterkapiteln vorgestellt.

6.1 Vorgehen zur Bestimmung der Raumdämpfung

Um die Dämpfungseigenschaften eines Raumes zu bestimmen, ist eine Vielzahl von Einzelmessungen erforderlich. Die Art und Weise der Anordnung der Messpunkte, zwischen welchen die Funkfelddämpfung bestimmt wird, wurde bereits bei der Vorstellung des Messsystems zur Raumdämpfung in Bild 3.10b gezeigt. Je nach Raumtyp wurden 4 bis 6 Messpunktkombinationen zu den benachbarten Räumen hin festgelegt. An jedem Messpunkt wurde für die Frequenzen 42,6 MHz, 100 MHz, 300 MHz, 600 MHz, 900 MHz, 1,8 GHz, 2,45 GHz und 5,2 GHz die Funkfelddämpfung bestimmt. Aufgrund der im Indoor-Bereich auftretenden konstruktiven und destruktiven Interferenzen, mussten für jeden Messpunkt mehrere Messwerte aufge-

zeichnet werden, da die Interferenzen sonst das Ergebnis verfälschen. Im Frequenzbereich ab 600 MHz wurde dazu ein Empfangssystem mit Drehtisch verwendet (s. 3.3.2), auf welchem die Antenne mit einem Ausleger montiert wurde. Dieser wurde um 360° gedreht, während 601 Messwerte aufgezeichnet wurden. Das Ergebnis einer solchen Messung bei 1800 MHz ist in Bild 6.1 dargestellt.

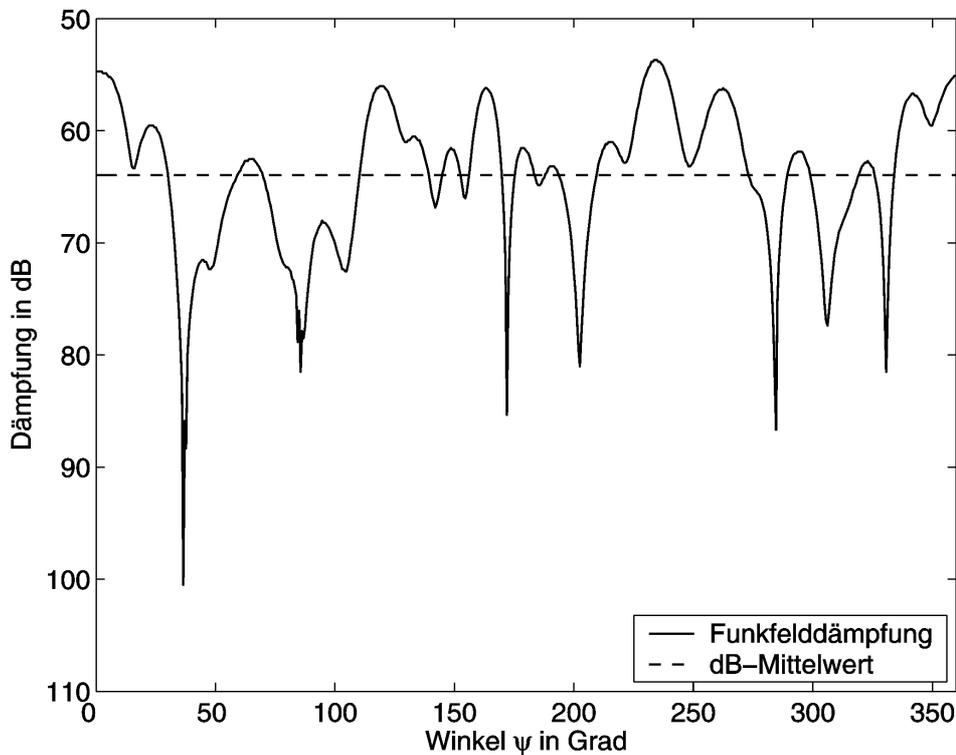


Bild 6.1 Messung der Funkfelddämpfung zwischen zwei Messpunkten zur Bestimmung der Raumdämpfung ($f = 1800$ MHz)

Die Messung in Bild 6.1 zeigt deutlich die durchlaufenen Interferenzen bei der Drehung der Antenne um 360° . Die Dämpfung variiert dabei um mehr als 40 dB. Um daraus einen durchschnittlichen Wert für die Funkfelddämpfung zwischen den beiden Messpunkten zu erhalten, wurde der Mittelwert über die 601 Messwerte gebildet. Dieser Mittelwert ist in Bild 6.1 gestrichelt dargestellt und beträgt 64,0 dB mit einer Standardabweichung von $\sigma = 6,4$ dB. Für eine noch genauere Bestimmung der durchschnittlichen Funkfelddämpfung zwischen zwei Punkten bei Mehrwegeausbreitung, müsste in einer weiteren Messung zusätzlich die Sendeantenne gedreht werden, während bei ruhendem Empfänger wiederum 601 Messwerte aufgezeichnet würden [Hon95]. Das angewandte Verfahren ist jedoch zur Bestimmung der Raumdämpfung hinreichend genau.

Nachdem für alle Messpunkte die mittlere Funkfelddämpfung bestimmt wurde, wird nochmals über alle Messpunkte gemittelt, um zur durchschnittlichen Dämpfung des betrachteten Raumes zu gelangen. Diese Prozedur wird für alle untersuchten

Frequenzen angewendet. Dadurch kann schließlich die Dämpfung des Raumes über der Frequenz dargestellt werden. Nimmt man die verschiedenen Räume einer Klinik zusammen, so ergibt sich ein Diagramm wie in Bild 6.2 für Klinik I. Die durchgezogenen Linien sind die gemittelten Messwerte der Raumdämpfung bei den verschiedenen Frequenzen und Räumen.

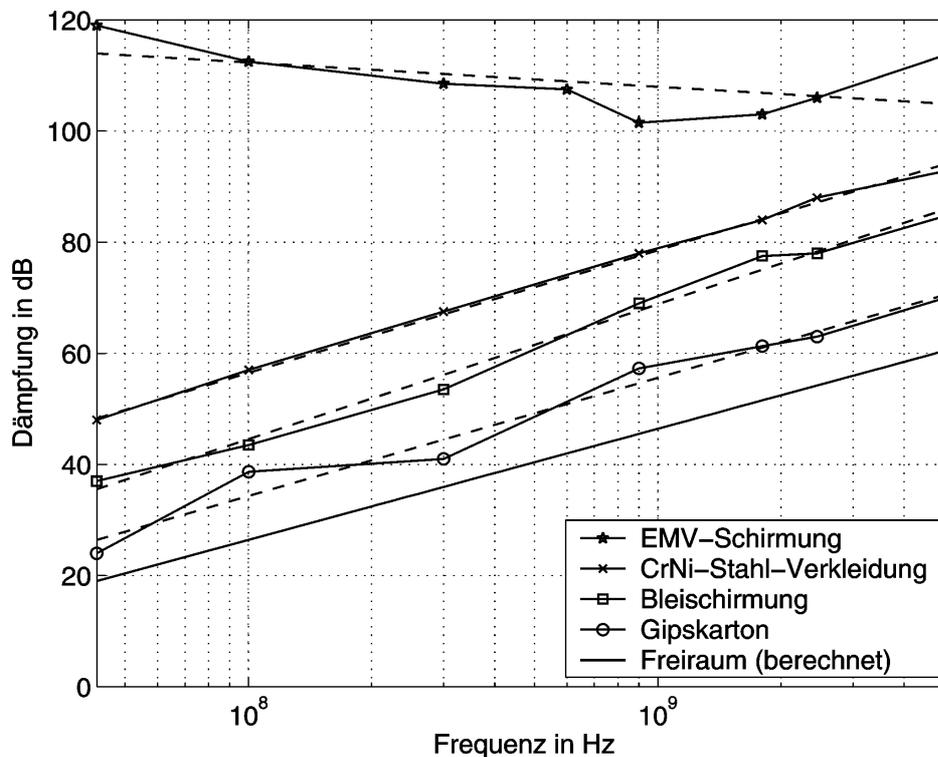


Bild 6.2 Gemessene Dämpfung zwischen benachbarten Räumen in verschiedenen Bereichen von Klinik I. Gestrichelt: Lineare Regression, durchgezogen: Messung; Sterne: MRT (EMV-Schirmung), Kreuze: Operationsaal (CrNi-Stahl), Quadrate: Röntgenraum (Bleischirmung), Kreise: andere Bereiche (Gipskarton), ohne Kennzeichnung: Freiraumdämpfung (berechnet)

In Bild 6.2 ist die unterschiedliche Raumdämpfung der verschiedenen Raumtypen deutlich zu erkennen. Hierbei ist in den Messwerten zur Raumdämpfung die Freiraumausbreitung mit enthalten. Deshalb ist zusätzlich zu den gemessenen Raumdämpfungen die berechnete Freiraumdämpfung für einen Abstand von 5 m eingetragen, was der Größe eines durchschnittlichen Raumes entspricht. Es fällt auf, dass sich die gemessenen Raumdämpfungen ähnlich wie die Freiraumdämpfung verhalten, jedoch zu einer höheren Dämpfung hin verschoben sind. Die verschiedenen Raumdämpfungen (bis auf die der MRT-Kabine) besitzen gegenüber der Freiraumdämpfung eine zusätzliche über der Frequenz nahezu konstante Dämpfung. Aufgrund des linearen Verhaltens wurden die gemessenen Raumdämpfungen durch lineare Regression an eine Gerade relativ zur Freiraumdämpfung angenähert:

$$\frac{D_R}{\text{dB}} = a \cdot \frac{D_{F0}}{\text{dB}} + b \quad (6.1)$$

Dabei ist D_R die Raumdämpfung, D_{F0} die Freiraumdämpfung und a und b sind die Regressionskoeffizienten. Mit der Formel für die Freiraumdämpfung

$$\frac{D_{F0}}{\text{dB}} = 20 \lg \left(\frac{4\pi r}{\lambda_0} \right) \quad (6.2)$$

ergibt sich somit

$$\frac{D_R}{\text{dB}} = a \cdot 20 \lg \left(\frac{4\pi r}{\lambda_0} \right) + b \quad (6.3)$$

Die Vorgehensweise zur Ermittlung der Regressionskoeffizienten a und b kann [Bro91] entnommen werden und wird hier nicht näher dargelegt. Mit Hilfe der Darstellung von Gl. (6.3) kann die mittlere Raumdämpfung für jede beliebige Frequenz im untersuchten Intervall von 42,6 MHz bis 5,2 GHz berechnet werden.

Die Regressionsgeraden wurden für alle durchgeführten Messungen in den unterschiedlichen Kliniken und Räumen bestimmt. Dadurch ist es möglich, die gleichartigen Raumtypen verschiedener Kliniken untereinander zu vergleichen. Die ermittelten Ergebnisse werden im folgenden Kapitel vorgestellt.

6.2 Dämpfung zwischen benachbarten Räumen

6.2.1 Behandlungsräume und Krankenzimmer

Die Wände von Behandlungsräumen und Krankenzimmern bestehen im Normalfall aus nicht HF-schirmenden Materialien und haben deshalb nur eine geringe Dämpfung [Han98]. Typisch sind gewöhnliche Gipskartonständerwände, wie sie auch in den Kliniken I, II und III eingesetzt werden. Die Krankenzimmer von Klinik IV besitzen ein anderes Wandsystem, bestehend aus Stahlbeton und Spanplatten (vgl. Kapitel 2.6).

Um die Räume untereinander sinnvoll vergleichen zu können, wurde aufgrund unterschiedlicher Raumgrößen der mittlere Abstand zwischen Sende- und Empfangspunkten auf 4 m normiert. Die Korrektur der Raumgröße erfolgt anhand des Koeffizienten b in Gl. (6.3), welcher die Lage der Geraden auf der Ordinate festlegt. Die Ergebnisse der ermittelten Regressionsgeraden für die Raumdämpfungen der jeweiligen Räume sind in Tabelle 6.1 zusammengefasst. Aufgelistet sind die Regressionskoeffizienten a und b aus Gl. (6.3), sowie der empirische Korrelationskoeffizient r_{Kor} und die Standardabweichung σ der Messwerte um die Regressions-

gerade. Der empirische Korrelationskoeffizient beschreibt, wie gut die Messwerte durch eine Gerade angenähert werden können. Lügen die Messwerte exakt auf einer Geraden, so wäre $r_{Kor} = 1$. Für völlig unkorrelierte Messwerte ergäbe sich hingegen $r_{Kor} = 0$.

Tabelle 6.1

Parameter der ermittelten Regressionsgeraden für die Raumdämpfung von Behandlungsräumen und Krankenzimmern

Raumtyp, Klinik	a	b	r_{Kor}	σ in dB
Behandlungsraum, Klinik I	1,06	2,80	0,986	2,75
Krankenzimmer, Klinik II	1,14	-3,67	0,990	2,64
Aufwachraum, Klinik III	0,93	4,67	0,986	2,28
Krankenzimmer, Klinik IV	0,97	9,08	0,965	3,79

In Bild 6.3 sind die Regressionsgeraden aus Tabelle 6.1 in einem Schaubild dargestellt. Es ist zu erkennen, dass die Raumdämpfungen für alle vier Räume oberhalb der Freiraumdämpfung (unterste Linie) liegen und dass sie sich untereinander über den gesamten Frequenzbereich um maximal 10 dB unterscheiden.

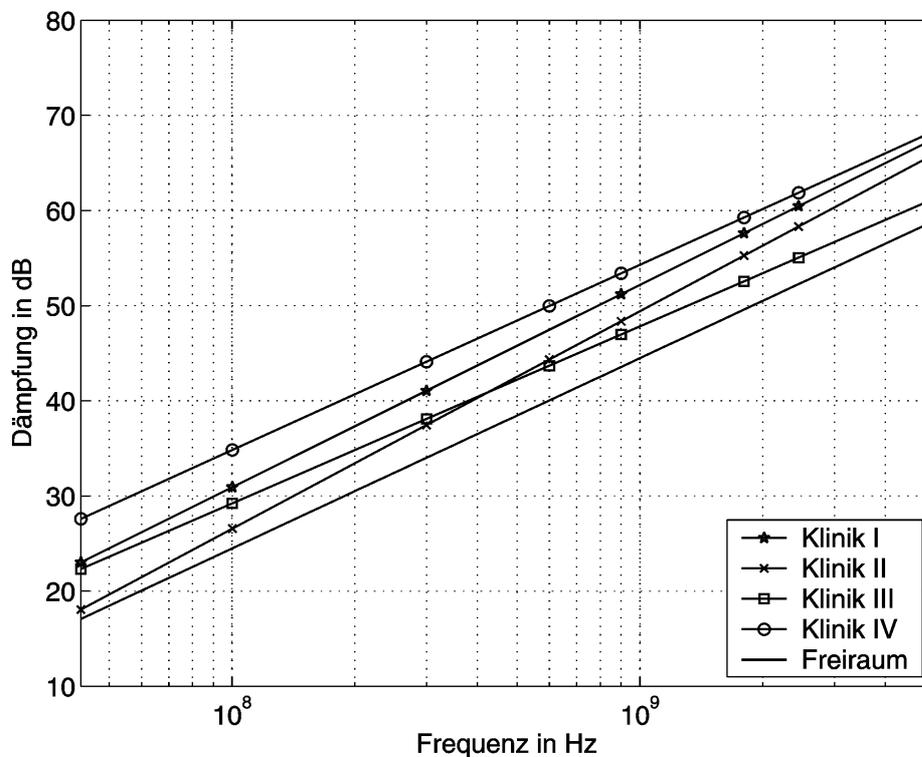


Bild 6.3 Regressionsgeraden der Raumdämpfung nach Tabelle 6.1 für Behandlungsräume und Krankenzimmer

Der Regressionskoeffizient a ist für drei der Räume nahe bei eins (siehe Tabelle 6.1). Dies bedeutet, dass die Steigungen ähnlich die der Freiraumdämpfung sind. Die Raumdämpfung des Krankenzimmers in Klinik II besitzt hingegen eine etwas größere Steigung. Der y -Achsenabschnitt b der Regressionsgeraden beschreibt die Verschiebung relativ zur Geraden für Freiraumdämpfung, jedoch bei einer Frequenz von 0 Hz, weshalb daraus keine besonderen Schlüsse gezogen werden können. Der empirische Korrelationskoeffizient r_{Kor} ist für alle vier Geraden immer höher als 0,965, was die Annäherung der Messwerte durch Geraden rechtfertigt. Ähnlich wie der Korrelationskoeffizient beschreibt auch die Streuung σ die Abweichung der Messwerte von der ermittelten Regressionsgeraden, jedoch in der Einheit der ursprünglichen Größe. Die Werte reichen von 2,28 dB bis 3,79 dB, was einer relativ niedrigen Streuung entspricht.

Die höchste Dämpfung weist über den gesamten Frequenzbereich das Krankenzimmer in Klinik IV auf, bei welchem die Wände auf der einen Raumseite aus Stahlbeton und auf der anderen aus Pressspan bestehen. Dabei ist besonders der Stahlbeton für die etwas erhöhte Dämpfung verantwortlich. Der Unterschied zum Behandlungsraum in Klinik I (Wände aus Gipskarton) beträgt jedoch maximal 5 dB (bei 42,6 MHz) und schwindet mit zunehmender Frequenz.

Die Regressionsgeraden der Räume in den Kliniken I bis III, deren Wände alle gleich aufgebaut sind, unterscheiden sich in ihrer Dämpfung nur wenig. Der Behandlungsraum in Klinik I weist dabei die höchste Dämpfung auf. Etwas auffällig ist die Gerade des Krankenzimmers in Klinik II, welche eine vergleichsweise hohe Steigung besitzt und deshalb die Gerade von Klinik III schneidet.

In Kapitel 5 wurden für die Wanddämpfung von Gipskarton Werte zwischen 4 dB und 7 dB ermittelt. Diese Dämpfung entspricht gerade dem mittleren Abstand der Regressionsgeraden der Kliniken I bis III (Räume mit Gipskartonständerwänden) zur Geraden für die Freiraumdämpfung. Damit führen Wand- und Raumdämpfung für diese Räume zu denselben Ergebnissen. Dies bedeutet, dass die Dämpfung hauptsächlich durch die in der Wand enthaltenen Materialien zustande kommt, da die Wellenausbreitung nicht auf Schlitze und Öffnungen angewiesen ist. Diese Übereinstimmung von Wand- und Raumdämpfung ist für die geschirmten Räume nicht mehr vorhanden (siehe folgende Unterkapitel).

6.2.2 Röntgen- und CT-Räume

In Röntgen- und CT-Räumen sind die Wände mit Blei geschirmt (mit einer Dicke von 0,5 mm bis 2,5 mm, s. Kapitel 2.3), um Personal und Patienten in angrenzenden Räumen vor der schädlichen Röntgenstrahlung zu schützen. Röntgenräume wurden in

den Kliniken I, II und IV auf ihre Raumdämpfung hin untersucht. Die Kliniken I und II wurden neu gebaut, weshalb bei beiden das gleiche Wandsystem zugrunde lag, wohingegen Klinik IV mit einem anderen Wandsystem bereits um 1970 gebaut wurde (s. Kapitel 2.6).

Um die Räume untereinander vergleichen zu können, wurde auch hier aufgrund unterschiedlicher Raumgrößen der mittlere Abstand zwischen den Messpunkten auf 4 m normiert, welches in etwa der durchschnittlichen Größe eines Röntgenraumes entspricht. Die Ergebnisse der aus den Messungen berechneten Regressionsgeraden sind in Tabelle 6.2 dargestellt.

Tabelle 6.2
Parameter der ermittelten Regressionsgeraden für die Raumdämpfung
von Röntgen- und CT-Räumen

Raumtyp, Klinik	<i>a</i>	<i>b</i>	<i>r_{Kor}</i>	σ in dB
CT-/Röntgenraum, Klinik I	1,21	12,4	0,995	1,80
Röntgenraum, Klinik II	1,06	18,5	0,975	3,45
Röntgenraum, Klinik IV	0,97	8,32	0,983	2,56

Die Steigungen a der Regressionsgeraden liegen für die Kliniken II und IV nahe bei eins, was der Steigung der Freiraumdämpfung entspricht. Die Gerade für Klinik I verläuft etwas steiler, was jedoch trotzdem zu keinen großen Unterschieden in der Dämpfung führt. Gut zu erkennen ist dies in Bild 6.4, welches die Regressionsgeraden aus Tabelle 6.2 in einem Schaubild zeigt.

Die unterschiedliche Lage der Geraden in Bild 6.4 ist schon an den Unterschieden im Koeffizienten b zu erkennen, welcher für Klinik IV am niedrigsten ist. Die Korrelationskoeffizienten liegen alle höher als 0,975, was eine geringe Standardabweichung von 1,80 dB bis 3,45 dB zwischen den Messwerten und der Regressionsgeraden zur Folge hat.

Wie oben schon angedeutet, unterscheidet sich Klinik IV im Wandaufbau von den Kliniken I und II. Dies macht sich auch in der Raumdämpfung deutlich bemerkbar. Während die Raumdämpfungen der Röntgenräume in den Kliniken I und II nahezu identisch sind, liegt die Dämpfung des Röntgenraumes in Klinik IV durchschnittlich um etwa 13 dB tiefer. Diese Differenz liegt alleine in der Verarbeitung der Bleiabschirmung begründet, welche für die hohe Dämpfung der Röntgenräume verantwortlich ist. In Klinik IV sind deshalb größere oder mehr Öffnungen in der Bleiabschirmung vorhanden, so dass die HF-Strahlung besser in den benachbarten Raum überkoppeln kann. In der Tat liegt die Dämpfung nur ca. 10 dB oberhalb der Freiraum-

dämpfung, was mit der Raumdämpfung des Krankenzimmers in Klinik IV zusammenfällt. Die Bleischirmung hat deshalb in diesem Raum einen vergleichsweise geringen Einfluss auf die Wellenausbreitung im untersuchten Frequenzbereich.

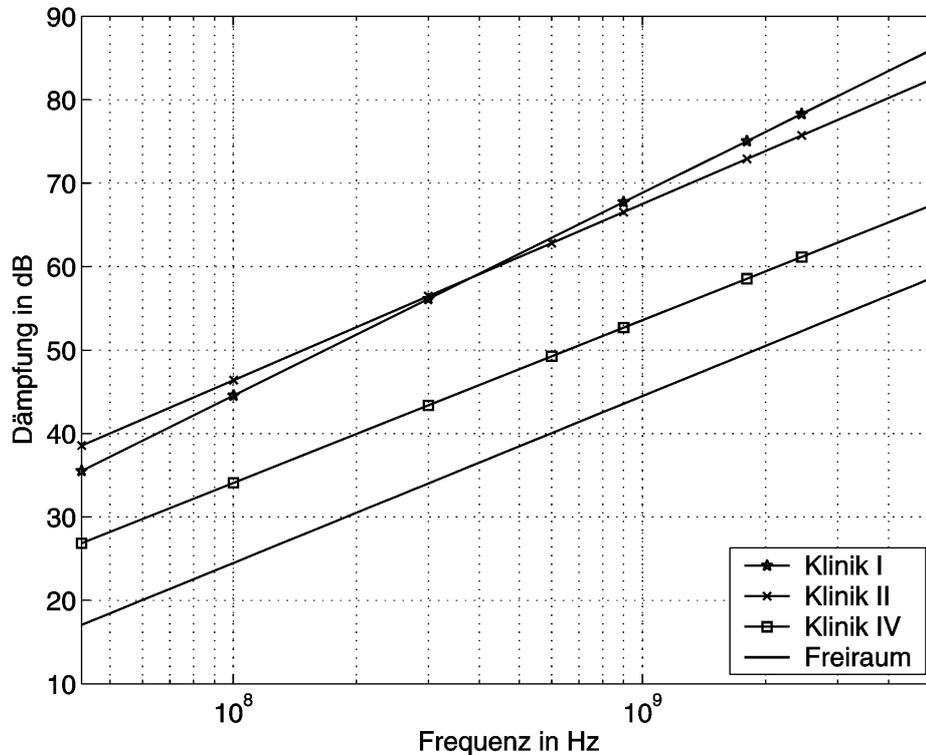


Bild 6.4 Regressionsgeraden der Raumdämpfung nach Tabelle 6.2 für Röntgen- und CT-Räume

Im Gegensatz dazu weisen die neu gebauten Röntgenräume der Kliniken I und II eine deutlich höhere Raumdämpfung auf, was auf eine bessere Verarbeitung der Bleischirmung hindeutet. In der Wand sind deshalb weniger Koppelstellen für die HF-Strahlung vorhanden. Durchschnittlich liegt die Raumdämpfung dieser Räume um etwa 23 dB höher als die Freiraumdämpfung. Die Dämpfung steigt dabei nur leicht mit der Frequenz an (Steigungen von 1,06 und 1,21).

Im Vergleich dazu ergaben sich in Kapitel 5 mittlere Wanddämpfungen von 45 dB für 2,45 GHz und 62 dB für 5,2 GHz bei vertikaler Polarisierung (vertikale Polarisierung wurde auch bei der Raumdämpfung verwendet). Neben dieser starken Frequenzabhängigkeit, welche bei der Raumdämpfung nicht zu beobachten ist, sind auch die Dämpfungswerte der reinen Wanddämpfung im Mittel um ca. 30 dB höher.

Für dieses Verhalten sind die folgenden Effekte verantwortlich. Zunächst ist die Raumdämpfung geringer als die Wanddämpfung, weil sich die elektromagnetischen Wellen durch günstigere, weniger gedämpfte Ausbreitungspfade zwischen den beiden Räumen ausbreiten können. Sie haben zur Ausbreitung eine größere Fläche zur

Verfügung als die kleinen Wandflächen, durch welche die Wanddämpfung mit den Hornantennen gemessen wurde. Die Wellen nehmen deshalb beispielsweise Umwege über besonders große Öffnungen und Schlitz in der Bleiabschirmung oder koppeln an Übergängen zwischen Wand und Boden (bzw. Decke), wo die Bleischirmung aufhört, in den benachbarten Raum. Dadurch wird die Dämpfung des Raumes geringer als die Dämpfung der lokalen Wand.

6.2.3 Operationssäle

In modernen Kliniken gibt es zwei verschiedene Arten von Wandsystemen in Operationssälen. Der für die Wellenausbreitung entscheidende Bestandteil der Wand ist dabei eine CrNi-Stahl-Verkleidung (in den Kliniken I und III) bzw. eine 0,5 mm dicke Bleischirmung (in den Kliniken II und IV). Der genaue Wandaufbau von Operationssälen wurde bereits in Kapitel 2.5 ausführlich beschrieben.

Für einen sinnvollen Vergleich der Raumdämpfungen der Operationssäle untereinander wurde zunächst der Abstand zwischen den Sende- und Empfangsantennen auf einen einheitlichen Wert von 6 m normiert, welches der Größe eines Operationssaals entspricht. Operationssäle sind gewöhnlich großzügig angelegt, um den medizinischen Geräten, dem Operateur und dem Operationspersonal genügend Platz zu bieten. Die aus den Messergebnissen berechneten Größen für die Regressionsgeraden der Raumdämpfung über der Frequenz sind in Tabelle 6.3 dargestellt.

Tabelle 6.3
Parameter der ermittelten Regressionsgeraden für die Raumdämpfung
von Operationssälen

Raumtyp, Klinik	a	b	r_{Kor}	σ in dB
Operationssaal, Klinik I	1,10	26,7	0,999	0,82
Operationssaal, Klinik II	0,94	14,9	0,985	2,38
Operations-/CT-Saal, Klinik III	0,89	36,7	0,940	4,63
Operationssaal, Klinik IV	0,87	21,2	0,964	3,38

Die Steigungen a der Regressionsgeraden liegen hier für drei Kliniken unterhalb von eins, was bedeutet, dass die Dämpfung mit der Frequenz etwas langsamer als im Freiraum ansteigt. Die Achsenabschnitte b liegen dagegen im Vergleich höher als in den bisher betrachteten Räumen, was trotz der etwas kleineren Steigung auf eine hohe Dämpfung hindeutet. Die Messwerte in Klinik I lagen nahezu auf einer Geraden, weshalb sich dort ein Korrelationskoeffizient von fast eins und eine sehr geringe Standardabweichung von 0,82 dB ergibt. Die größte Streuung wies die Messung in Klinik III mit einem Korrelationskoeffizienten von 0,940 und einer Standard-

abweichung von 4,63 dB auf. Zum anschaulichen Vergleich sind die Regressionsgeraden in Bild 6.5 grafisch dargestellt.

In Bild 6.5 fällt zunächst auf, dass jeweils zwei der Geraden nahe zusammen liegen, diese beiden jedoch um ca. 15 dB von den anderen beiden getrennt sind. Es handelt sich dabei um die Kliniken I und III (obere beiden Geraden) bzw. um die Kliniken II und IV (untere beiden Geraden). In Klinik I und III wurde das Wandsystem mit der CrNi-Stahl-Verkleidung verwendet und in den Kliniken II und IV die Kombination mit TrespaTM und Blei. Der Unterschied in der Raumdämpfung ergibt sich also aufgrund der unterschiedlichen Wandstrukturen. Das Wandsystem mit CrNi-Stahl-Verkleidung weist durchschnittlich eine um 30 dB höhere Raumdämpfung auf als die Freiraumdämpfung. Das Wandsystem mit TrespaTM und Blei hat hingegen im Mittel eine um 13 dB höhere Dämpfung als Freiraum, was zu einem Unterschied von 17 dB zwischen den beiden Wandsystemen führt.

Der wesentliche Unterschied der beiden verschiedenen OP-Wandsystemen bezüglich der Ausbreitung elektromagnetischer Wellen liegt darin, dass die CrNi-Stahl-Verkleidung auf beiden Seiten einer Wand (zwei Schichten) angebracht ist, während die Bleischirmung nur einmal in der Wand vorhanden ist (eine Schicht). Die Verarbeitung der beiden Materialien ist aus HF-Sicht in etwa gleichwertig, da die Metallschichten nicht zur Schirmung dieser Strahlung gedacht sind. Durch die zwei Schichten mit CrNi-Stahl-Verkleidung in einer Wand wird die Dämpfung höher als bei nur einer Schicht aus Blei.

Das Wandsystem der Operationssäle mit TrespaTM-Verkleidung und Bleischirmung entspricht vom Aufbau im wesentlichen dem eines Röntgenraumes. Vergleicht man die Raumdämpfung dieser Operationssäle (13 dB über Freiraum) mit der Raumdämpfung der Röntgenräume von Klinik I und II (23 dB über Freiraum), so ergibt sich dennoch ein Unterschied von 10 dB. Die Differenz liegt hier in der unterschiedlichen Verarbeitung der Bleischirmung der Wände bzw. in der Gesamtschirmung des Raumes begründet. Operationssäle haben wesentlich mehr Installationen in den Wänden, weshalb die Bleischirmung oft unterbrochen wird. Beispiele dafür sind zahlreiche Steckdosen, Anschlüsse für medizinische Gase, Belüftungsschächte und Ähnliches. Diese Durchführungen werden zwar gegen Röntgenstrahlung geschirmt, jedoch wird dabei die strahlenoptische Ausbreitung der Röntgenstrahlung vorrausgesetzt, weshalb die Schirmung gegen HF-Strahlung nur wenig wirksam ist. Die Raumdämpfung der mit Blei geschirmten Operationssäle ist daher vergleichsweise niedrig.

In Kapitel 5 ergaben sich für die Operationssäle mit TrespaTM und Bleischirmung Wanddämpfungen von 39 dB für 2,45 GHz und 50 dB für 5,2 GHz. Dies liegt wie auch schon bei den Röntgenräumen in Kapitel 6.2.2 deutlich höher als die ent-

sprechende Raumdämpfung. Auch die Wanddämpfungen der Operationssäle mit CrNi-Stahl-Verkleidung zeigen mit Werten von 48 dB für 2,45 GHz bzw. 65 dB für 5,2 GHz frequenzabhängige und höhere Dämpfungen als bei der Raumdämpfung. Die im letzten Abschnitt von Kapitel 6.2.2 für diesen Effekt genannten Gründe treffen auch für die Wände der Operationssäle zu, da es sich um dieselben Ausbreitungsphänomene handelt.

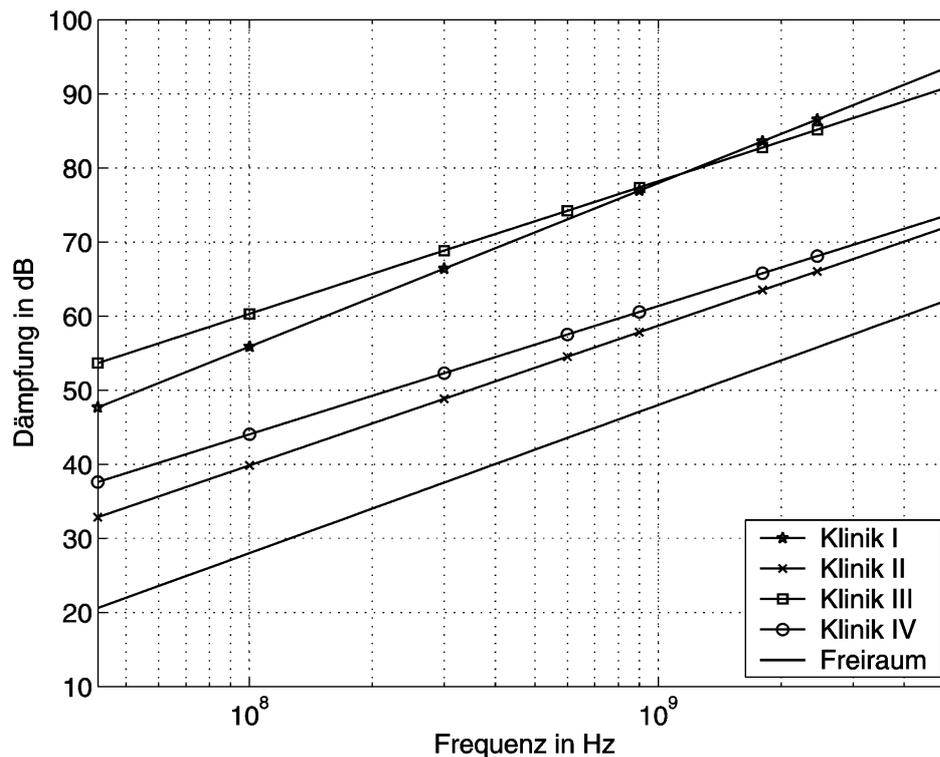


Bild 6.5 Regressionsgeraden der Raumdämpfung nach Tabelle 6.3 für Operationssäle

6.2.4 MRT-Kabinen

MRT-Kabinen sind speziell HF-geschirmte Räume, weshalb für diese Räume eine sehr hohe Raumdämpfung erwartet wird. Die EMV-Schirmung wird benötigt, um den MRT vor äußeren Störfeldern zu schützen. Da von den vier untersuchten Kliniken nur zwei mit einem MRT ausgerüstet waren, konnten nur zwei solcher geschirmter Kabinen untersucht werden. Bei der Übergabe des Raumes an den Betreiber wird die Güte der Schirmung ebenfalls vermessen, um zu überprüfen, ob sie den gestellten Anforderungen genügt. Beispielsweise wurde die MRT-Kabine in Klinik I bei einer Frequenz von 10 MHz auf eine Dämpfung von 90 dB und bei 63,9 MHz und 100 MHz auf 100 dB spezifiziert. Diese Werte müssen auch an besonders kritischen Stellen der EMV-Schirmung nachgewiesen werden (z.B. Tür, Fenster, Kabeldurchführung).

Tabelle 6.4

Parameter der ermittelten Regressionsgeraden für die Raumdämpfung von MRT-Kabinen

MRT-Kabine	a	b	r_{Kor}	σ in dB
Klinik I	-0,219	117,6	0,522	5,08
Klinik IV	-0,225	118,8	0,481	5,80

Der mittlere Abstand zwischen Sende- und Empfangspunkten zur Messung der Raumdämpfung wurde bei den MRT-Kabinen zum Vergleich der Ergebnisse auf 5 m normiert. Aufgrund der voluminösen Geräte ergeben sich in der Regel relativ große Räume. Zudem besitzen sie wegen der Unterkonstruktion für die EMV-Schirmung eine sehr dicke Wand (20 cm bis 25 cm). Die ausgewerteten Ergebnisse sind in Tabelle 6.4 zusammengefasst. Bild 6.6 zeigt die Regressionsgeraden in einem Schaubild zusammen mit der Freiraumdämpfung. Die Übereinstimmung der Messergebnisse der beiden MRT-Kabinen ist erstaunlich, die beiden Regressionsgeraden fallen fast zusammen.

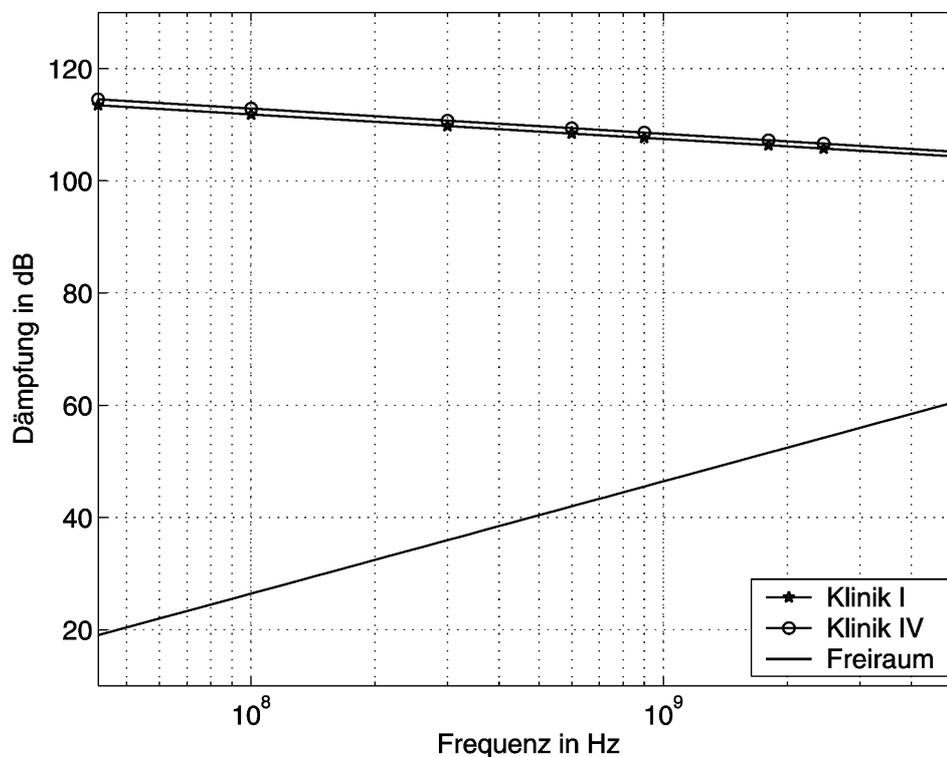


Bild 6.6 Regressionsgeraden der Raumdämpfung nach Tabelle 6.4 für MRT-Kabinen

Im Gegensatz zu den vorangegangenen Kapiteln weisen die Regressionsgeraden in Bild 6.6 ein völlig anderes Verhalten auf. Anstatt einer Steigung a von nahezu 1, haben die Dämpfungsgeraden der MRT-Kabinen mit einer Steigung von etwa -0,2 sogar einen negativen Wert. Dies hat zur Folge, dass die Dämpfung mit steigender Frequenz abnimmt. Diese Abnahme wird noch deutlicher, wenn die absolute Dämpfung (im Vergleich zum Freiraum) betrachtet wird. Während sie bei einer Frequenz von 42,6 MHz noch über 90 dB beträgt, sind es bei 5,2 GHz nur noch etwas über 40 dB. Dieser Wert ist für 5,2 GHz nur noch um 10 dB höher als die Raumdämpfung der Operationssäle mit CrNi-Stahl-Verkleidung.

Weiter auffällig im Vergleich zu den bisherigen Regressionsgeraden ist der niedrige Korrelationskoeffizient von ca. 0,5 und die damit verbundene hohe Standardabweichung von mehr als 5 dB. Dieses Verhalten wird bei der Betrachtung von Bild 6.2 deutlich, bei welchem die Messergebnisse zusammen mit den Regressionsgeraden dargestellt sind. Die Messergebnisse für die MRT-Kabine zeigen einen leicht uneinheitlichen Trend. Die Raumdämpfung nimmt zunächst ab und steigt für hohe Frequenzen wieder langsam an. Dieser Verlauf konnte bei beiden MRT-Kabinen beobachtet werden. Der leichte Anstieg bei höheren Frequenzen kann durch höhere Materialdämpfungen, schwächere Beugungseffekte oder das Erreichen einer Cut-Off-Frequenz für die vorhandenen Schlitze hervorgerufen werden.

Das grundsätzlich andere Verhalten der Raumdämpfung der MRT-Kabinen lässt sich durch die komplette EMV-Schirmung begründen. Die Ausbreitung der elektromagnetischen Wellen in benachbarte Räume kann in diesem Fall ausschließlich durch Öffnungen und Schlitze in der Schirmung ermöglicht werden. Boden und Decke sowie Wandeinbauten (z.B. Steckdosen) sind in diesem Raum ebenfalls abgeschirmt. Die vorhandenen Schlitze in der EMV-Schirmung, beispielsweise im Türrahmen, werden mit steigender Frequenz durchlässiger, wenn sie sich einer gewissen Cut-Off-Frequenz annähern. Dies führt zu einem Abfall der Raumdämpfung über der Frequenz. Ab der Cut-Off-Frequenz wirken die Schlitze wie Antennen und besitzen somit (abhängig von Resonanzeffekten) ein hohes Kopplungspotential [Sch96, Hag97].

Beim Vergleich der Raumdämpfung mit der Wanddämpfung aus Kapitel 5, welche 84 dB für 2,45 GHz und 95 dB für 5,2 GHz beträgt, fällt auch für die MRT-Kabinen die Raumdämpfung deutlich niedriger aus (Differenz der Regressionsgeraden zum Freiraum). Bei der Messung der Raumdämpfung sind zusätzliche Ausbreitungspfade über Umwege vorhanden, welche bei der lokalen Betrachtung der Wanddämpfung fehlen und somit eine höhere Dämpfung verursachen.

6.3 Feldstärke im Innern der Räume

In Kapitel 6.2 wurde die Raumdämpfung zwischen verschiedenen benachbarten Klinikräumen gemessen. Dadurch konnte das Dämpfungsverhalten (Transmissionsverhalten) verschiedener Wandsysteme auf ihre Eigenschaften hin untersucht werden. Dieses Kapitel befasst sich mit der Raumdämpfung innerhalb der Räume, d.h. sowohl die Sende- als auch die Empfangsantenne befinden sich im selben Raum, wodurch das Reflexionsverhalten der Wände charakterisiert werden kann.

Im Gegensatz zu Kapitel 6.2, in welchem die Messergebnisse getrennt nach verschiedenen Raumtypen behandelt wurden, werden in diesem Kapitel die Raumdämpfungen aller Räume aus einer Klinik in einem Schaubild zusammengefasst. Dadurch können die verschiedenen Räume besser untereinander verglichen werden. Dabei wird untersucht, ob auch im Innern der verschiedenen Räume deutliche Unterschiede im Dämpfungsverhalten vorhanden sind.

Im Folgenden werden die aus den Messungen errechneten Regressionsgeraden für die innere Raumdämpfung der verschiedenen Räume in den Kliniken I und IV näher vorgestellt und diskutiert. In diesen Kliniken konnten jeweils vier verschiedene Raumtypen untersucht werden.

Tabelle 6.5 zeigt die Ergebnisse für die Räume aus Klinik I. Wie auch in Kapitel 6.2, enthält die Tabelle jeweils die Steigungen a der Regressionsgeraden, den y -Achsenabschnitt b , den Korrelationskoeffizienten r_{Kor} und die Standardabweichung σ der Messwerte von der errechneten Geraden.

Tabelle 6.5

Parameter der ermittelten Regressionsgeraden für die innere Raumdämpfung der untersuchten Räume in Klinik I

Raumtyp	a	b	r_{Kor}	σ in dB
Behandlungsraum (Gipskarton)	1,25	-14,7	0,987	3,11
Röntgenraum (Blei)	1,29	-22,1	0,979	4,09
Operationssaal (CrNi-Stahl)	1,00	-5,06	0,989	2,56
MRT-Kabine (Cu-Folie)	1,12	-13,2	0,989	3,16

Die Steigungen der Regressionsgeraden in Tabelle 6.5 sind tendentiell etwas höher als die Steigungen der Raumdämpfung zwischen benachbarten Räumen. Weiterhin fällt auf, dass der Koeffizient b für alle Räume negativ ist, was eine negative Dämpfung bei niedrigen Frequenzen bedeuten würde. Dies zeigt noch einmal deutlich, dass die berechneten Regressionsgeraden nur im Bereich der Messfrequenzen von 42,6 MHz

bis 5,2 GHz gültig sind. Die Korrelationskoeffizienten r_{Kor} liegen alle höher als 0,979, was die Annäherung durch Geraden rechtfertigt. Die zugehörigen Standardabweichungen liegen zwischen 2,56 dB und 4,09 dB.

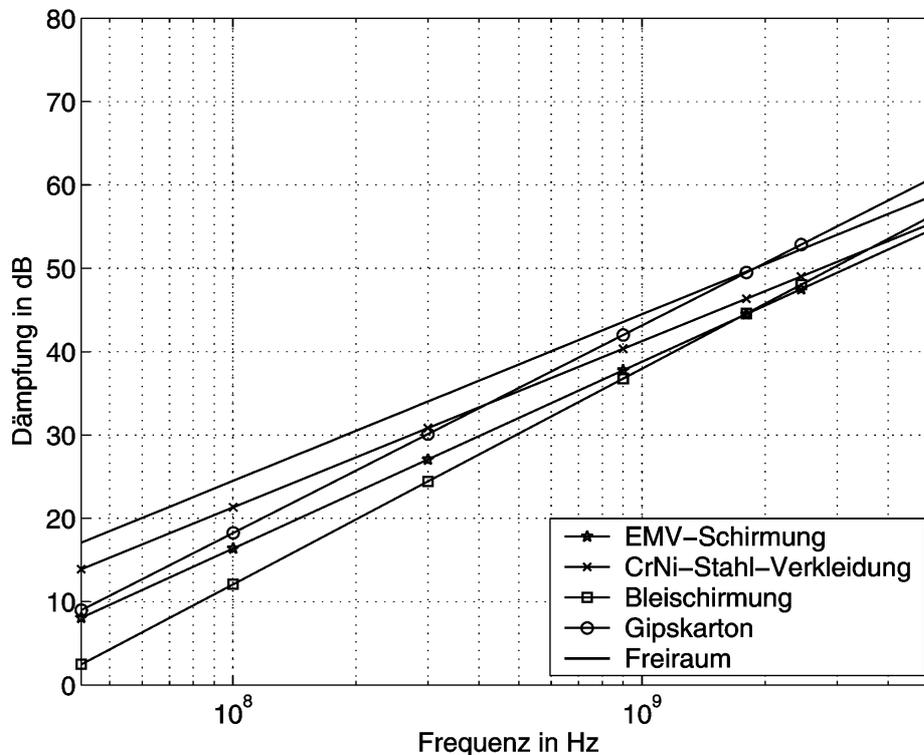


Bild 6.7 Regressionsgeraden der Raumdämpfung nach Tabelle 6.5 für verschiedene Räume in Klinik I. Sterne: MRT-Kabine (EMV-Schirmung), Kreuze: Operationssaal (CrNi-Stahl), Quadrate: Röntgenraum (Bleischirmung), Kreise: Behandlungsraum (Gipskarton), ohne Kennzeichnung: Freiraumdämpfung (berechnet)

In Bild 6.7 sind die ermittelten Regressionsgeraden aus Tabelle 6.5 in einem Schaubild dargestellt. Im Gegensatz zu Kapitel 6.2, in welchem alle Geraden oberhalb der Freiraumdämpfung lagen, liegen nun alle Geraden (weitestgehend) unterhalb der Freiraumdämpfung. Dies bedeutet, dass innerhalb der Klinikräume im Mittel eine etwas höhere Feldstärke vorherrscht, als dies bei entsprechender Freiraumausbreitung der Fall wäre. Ursache dafür sind Pfadüberlagerungen, welche durch Mehrwegeausbreitung in den geschlossenen Räumen entstehen.

Um die Räume untereinander sinnvoll vergleichen zu können, wurde aufgrund unterschiedlicher Raumgrößen der mittlere Abstand zwischen den Messpunkten auf 4 m normiert. Die Dämpfungsgeraden der verschiedenen Räume liegen alle in einem etwa 10 dB breiten Bereich, d.h die Unterschiede sind nicht sehr groß, zumal sich die Geraden auch überschneiden. Es zeigt sich dabei die Tendenz, dass dieser Bereich für

hohe Frequenzen schmaler ist als für niedrige Frequenzen. Besonders die geschirmten Räume liegen bei 5,2 GHz sehr nahe zusammen.

Die niedrigste Dämpfung ergibt sich in Bild 6.7 von 42,6 MHz bis 2 GHz für den Röntgenraum, d.h. in diesem Raum ist das Feld am größten, die Wände besitzen ein hohes Reflexionsvermögen. Oberhalb von 2 GHz ist das Dämpfungsverhalten von Röntgenraum, Operationssaal und MRT-Kabine, welche alle drei eine Metallschirmung besitzen, nahezu gleichwertig. Die Dämpfung für normale Gipskartonwände liegt etwa 5 dB höher.

Beim Betrachten von Bild 6.7 fällt besonders die Gerade für den Behandlungsraum mit den ungeschirmten Gipskartonwänden auf. Die Steigung dieser Geraden ist mit 1,25 sehr hoch. Zunächst schneidet sie bei einer Frequenz von etwa 400 MHz die Gerade des Operationssaales und bei 2 GHz die Gerade für Freiraumausbreitung. Die Dämpfung steigt folglich mit der Frequenz stark an. Der Unterschied zu den mit Metall geschirmten Räumen ist dabei, dass sich die Wellen fast ungehindert durch die Gipskartonwände ausbreiten können und daher die Reflexionen an den Wänden geringer sind. Insgesamt ist jedoch festzustellen, dass sich die Dämpfungen aller vier verschiedenen Räume im Inneren nicht stark unterscheiden.

Als weiteres Beispiel für die Raumdämpfung innerhalb von verschiedenen Klinikräumen werden im Folgenden die Ergebnisse der Messungen aus Klinik IV vorgestellt. In Tabelle 6.6 sind zunächst die Ergebnisse der errechneten Regressionsgeraden mit ihren zugehörigen Korrelationskoeffizienten und Standardabweichungen zusammengestellt.

Tabelle 6.6

Parameter der ermittelten Regressionsgeraden für die innere Raumdämpfung der untersuchten Räume in Klinik IV

Raumtyp	a	b	r_{Kor}	σ in dB
Krankenzimmer (Beton/Span)	1,18	-12,2	0,982	3,22
Röntgenraum (Blei)	1,11	-12,7	0,995	1,64
Operationssaal (Blei + Trespa)	0,96	-2,53	0,980	2,77
MRT-Kabine (Cu-Folie)	1,12	-13,0	0,984	2,90

Auch in dieser Klinik haben die Steigungen der Regressionsgeraden einen vergleichsweise hohen Durchschnitt von knapp 1,10 und durchgehend negative Koeffizienten b , was die Ergebnisse von den Raumdämpfungen zwischen benachbarten Räumen aus Kapitel 6.2 unterscheidet. Die Dämpfung steigt folglich innerhalb der Räume mit der Frequenz geringfügig schneller an, als dies im Freiraum der Fall ist. Die Korrelationen

der Messergebnisse mit Geraden sind sehr gut, weshalb auch die Standardabweichungen niedrig sind.

Bild 6.8 stellt die Regressionsgeraden zur besseren Vergleichbarkeit in einem Schaubild dar. Der Abstand zwischen den Sendepunkten zur Messung der Raumdämpfung wurde wie in Klinik I auf 4 m normiert. Auch in Bild 6.8 liegen die Geraden ähnlich wie in Bild 6.7 fast ausschließlich unterhalb der Freiraumdämpfung. Die Unterschiede zwischen den Dämpfungen innerhalb der verschiedenen Raumarten ist noch kleiner als in Klinik I (s. Bild 6.7). Die Geraden unterscheiden sich in ihrer Dämpfung im Mittel um weniger als 7 dB.

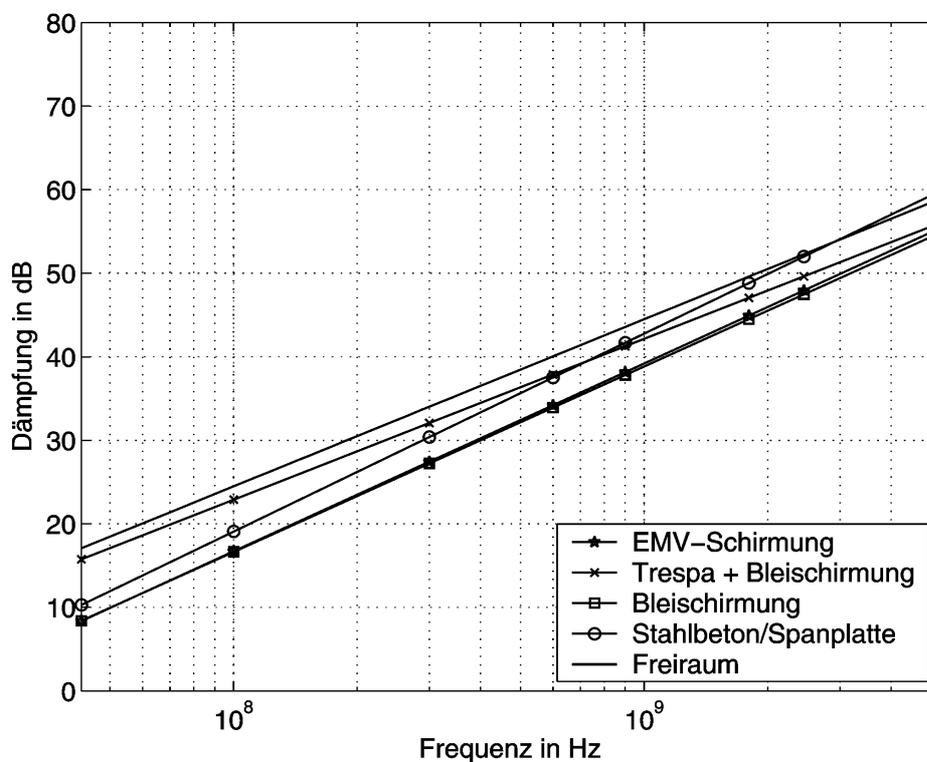


Bild 6.8 Regressionsgeraden der Raumdämpfung nach Tabelle 6.6 für verschiedene Räume in Klinik IV. Sterne: MRT-Kabine (EMV-Schirmung), Kreuze: Operationssaal (Blei + Trespa), Quadrate: Röntgenraum (Bleischirmung), Kreise: Krankenzimmer (Stahlbeton/Spanplatten), ohne Kennzeichnung: Freiraumdämpfung (berechnet)

Die niedrigste Dämpfung ergibt sich in Bild 6.8 für den Röntgenraum und die MRT-Kabine, deren Dämpfungsgeraden nahezu zusammenfallen. In Klinik I (Bild 6.7) zeigten diese beiden Räume ebenfalls die kleinste Dämpfung, d.h. die größte Feldstärke im Innern und damit eine etwas höhere Reflektivität der Wände. Die Dämpfung im Operationssaal liegt für niedrige Frequenzen um ca. 8 dB höher, jedoch verschwindet die Differenz mit steigender Frequenz.

Das Verhalten, dass sich die Raumdämpfungen der geschirmten Räume (MRT-Kabine, Röntgenraum, Operationssaal) für hohe Frequenzen aneinander annähern, konnte bereits in Bild 6.7 beobachtet werden. Dies bedeutet, dass sich für hohe Frequenzen die geschirmten Räume nahezu identisch verhalten.

Eine weitere Gemeinsamkeit mit den Ergebnissen aus Bild 6.7 ist, dass wiederum die Gerade des ungeschirmten Krankenzimmers besonders durch ihre hohe Steigung auffällt und für hohe Frequenzen sogar die Gerade für Freiraumdämpfung übertrifft. Der Grund für dieses Verhalten ist, wie oben bereits angedeutet, dass die Reflexion der elektromagnetischen Welle an den Wänden geringer ist als an Wänden mit einer metallischen Schirmung.

Zusammenfassend für die Ergebnisse der Raumdämpfung innerhalb der Klinikräume lässt sich sagen, dass es keine großen Unterschiede zwischen den verschiedenen Raumtypen gibt. Die Differenzen betragen wenige dB und der Wandaufbau hat deshalb keinen großen Einfluss auf die Felder, welche durch einen Sender im Inneren der Räume entstehen. Es ist allerdings zu beobachten, dass die Dämpfung von Räumen mit ungeschirmten Gipskartonwänden für hohe Frequenzen tendentiell etwas höher ist als die Dämpfung der geschirmten Räume.

Im folgenden Kapitel wird die Feldstärkeverteilung innerhalb der Räume anhand von flächigen Analysen noch genauer untersucht.

6.4 Flächige Textur der Feldstärkeverteilung

Um die Feldstärkeverteilung innerhalb der verschiedenen Klinikräume weiter zu untersuchen, wurden bei den Frequenzen 900 MHz und 1800 MHz flächige Analysen durchgeführt. Dabei wurde mit Hilfe eines Positioniertisches die Feldstärke über einer Fläche Punkt für Punkt abgetastet, wobei sich die Sendeeinheit im selben Raum befand (s. Kapitel 3.3.4 zur Beschreibung des Messsystems). Dadurch können die durch Mehrwegeausbreitung entstehenden konstruktiven und destruktiven Interferenzen lokalisiert werden. Diese Interferenzstrukturen werden mit Hilfe von MATLAB[®] ausgewertet und die charakteristischen Interferenzmerkmale der Flächen bestimmt. Von besonderem Interesse sind sowohl der räumliche Abstand als auch der Pegelabstand zwischen Maxima und Minima der Interferenzstrukturen sowie der Mittelwert, die Standardabweichung und die Homogenität der Feldstärkeverteilung über der Fläche.

Bei der Untersuchung der Dynamikabstände wurden zunächst die Differenzen zwischen globalem Minimum und globalem Maximum bestimmt. Da diese Werte jedoch sehr extrem sein können und damit wenig aussagekräftig sind, wurden zur

besseren Vergleichbarkeit die mittleren lokalen Minima $\mu(\min)$ und die mittleren lokalen Maxima $\mu(\max)$ der betrachteten Flächen ermittelt. Dazu wurden alle lokalen Extrema der Fläche bestimmt, mit der Nebenbedingung, dass ein lokales Maximum zumindest über dem Mittelwert der gesamten Fläche liegen muss und ein lokales Minimum entsprechend auf jeden Fall unterhalb des Mittelwertes, um in die Mittelung mit einzufließen. Die Differenz zwischen den so erhaltenen Werten $\mu(\min)$ und $\mu(\max)$ stellt sich als gut geeignet heraus, um die unterschiedliche Felddynamik der verschiedenen Flächen untereinander zu vergleichen.

Zur weiteren Analyse und Charakterisierung der Messergebnisse wurde der sogenannte Homogenitätsfaktor HO der Flächen berechnet, dessen Bedeutung im Folgenden kurz erläutert wird [Haa00].

Mit Hilfe des Homogenitätsfaktors ist es möglich, die Schwankung der Feldstärke auf der gemessenen Fläche zu charakterisieren. Der Vorteil des Homogenitätsfaktors ist, dass er das „intuitive Gefühl“ der Homogenität in einen Zahlenwert fasst und damit anschaulicher ist, als die Kombination aus Mittelwert und Standardabweichung. Das besondere dabei ist, dass der Homogenitätsfaktor eine einheitslose Größe ist, welche unabhängig von der absoluten Lage des Mittelwertes ist und somit eine direkte Vergleichbarkeit der verschiedenen Flächen bietet. Im Gegensatz dazu, ist die Standardabweichung immer von der absoluten Lage des Mittelwertes abhängig, weil sie sich auf ihn bezieht. Die dimensionslose und amplitudenunabhängige Homogenität ergibt sich aus der Formel

$$HO = \frac{\mu}{\sigma} \quad (6.4)$$

Ist die Abweichung der Messwerte vom Mittelwert μ und damit die Standardabweichung σ gering, so strebt die Homogenität gegen unendlich. Bei großen Abweichungen strebt die Homogenität gegen Null. Zur Berechnung von HO muss der lineare Mittelwert und die lineare Standardabweichung verwendet werden.

Bei zwei Flächen mit gleichem Mittelwert aber unterschiedlicher Standardabweichung, ergibt sich für die Fläche mit der kleineren Standardabweichung aus Formel (6.4) folgerichtig die größere Homogenität. Sind die beiden Flächen hingegen in ihrer Standardabweichung gleich und unterscheiden sich nur in ihrem Mittelwert, so ergibt sich für die Fläche mit dem größeren Mittelwert erwartungsgemäß auch die größere Homogenität.

In den folgenden beiden Unterkapiteln werden einige gemessene Feldverteilungen vorgestellt und diskutiert.

6.4.1 Analyse bei 900 MHz

In den Bildern 6.9 und 6.10 sind die Messergebnisse zweier gescannter Flächen bei einer Frequenz von 900 MHz dargestellt. Bild 6.9 wurde in einem Operationsaal (Blei und TrespaTM, Klinik II) aufgenommen, während Bild 6.10 in einem Krankenzimmer (Gipskartonständerwände, Klinik III) gemessen wurde.

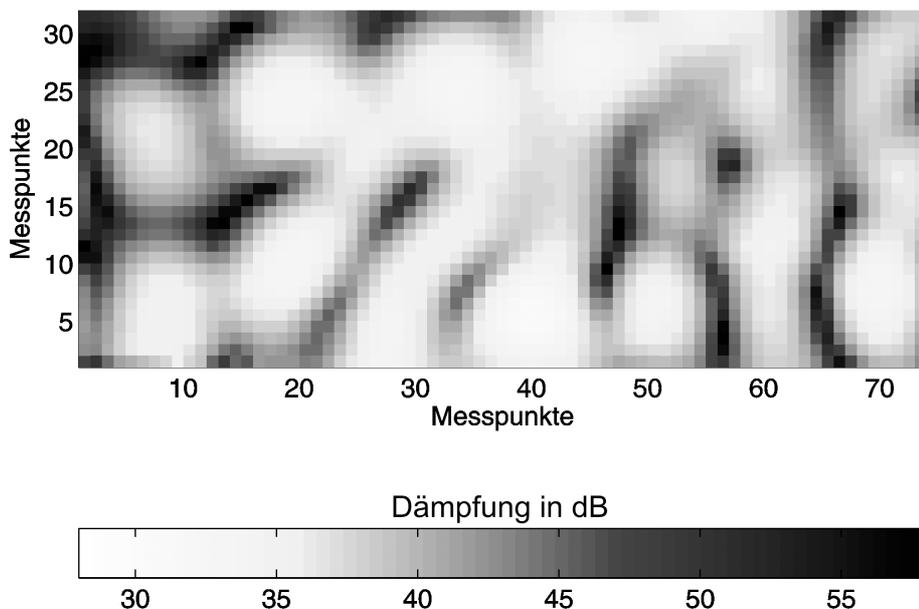


Bild 6.9 Textur der Funkfelddämpfung in einem Operationsaal in Klinik II bei 900 MHz (in dB)

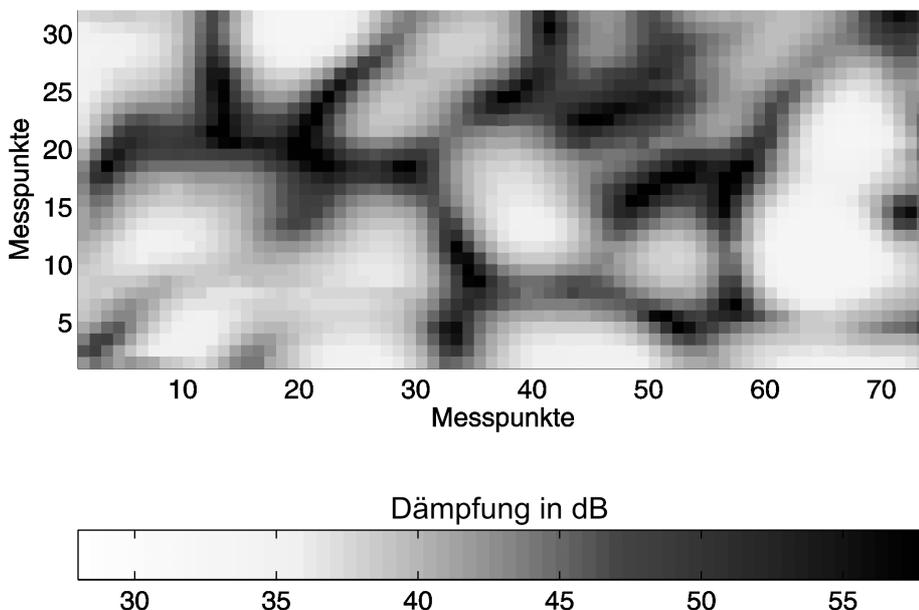


Bild 6.10 Textur der Funkfelddämpfung in einem Krankenzimmer in Klinik III bei 900 MHz (in dB)

Beide Verteilungen der Funkfelddämpfung zeigen ein ausgeprägtes Interferenzmuster mit vielen Maxima und Minima, welche nahezu gleichmäßig auf der ganzen Fläche verteilt sind. Durch die Mehrwegeausbreitung innerhalb der Räume ist aus dem Interferenzmuster nicht mehr zu erkennen, in welcher Richtung der Sender steht.

In Tabelle 6.7 sind die charakteristischen Werte der Dämpfungsverteilungen für beide Flächen zusammengefasst. Die Verteilung wird charakterisiert durch den Mittelwert μ der Dämpfung über die gesamte Fläche, die Standardabweichung σ , das globale Minimum min und das globale Maximum max , sowie durch die schon oben erwähnten mittleren lokalen Minima $\mu(min)$ und mittleren lokalen Maxima $\mu(max)$, deren Differenz und den Homogenitätsfaktor HO der Fläche.

Tabelle 6.7
Analyse der Funkfelddämpfung zweier Flächen bei 900 MHz

	Operationssaal	Krankenzimmer
μ in dB	39,6	42,2
σ in dB	5,0	5,8
min in dB	30,5	33,2
max in dB	64,7	73,0
$\mu(min)$ in dB	34,4	36,2
$\mu(max)$ in dB	54,1	59,2
$\mu(max) - \mu(min)$ in dB	19,7	23,0
HO (dimensionslos)	0,24	0,14

Der Mittelwert der Funkfelddämpfung für die Fläche in Bild 6.9 (Operationssaal) beträgt 39,6 dB und hat eine Standardabweichung von 5,0 dB. Die mittlere Funkfelddämpfung zwischen einem lokalen Minimum und einem lokalen Maximum beträgt 19,7 dB. Der räumliche Abstand zwischen den Extrema beträgt im Mittel 15 cm, was nicht ganz einer halben Wellenlänge gleichkommt ($\lambda = 33,3$ cm; in den Bildern 6.9 und 6.10 entspricht der Abstand zwischen zwei Messpunkten einer Distanz von 2 cm).

Obwohl das Interferenzmuster der beiden Flächen völlig unterschiedlich ist, sind die charakteristischen Werte ähnlich. Für Bild 6.10 (Krankenzimmer) ergibt sich eine mittlere Funkfelddämpfung von 42,2 dB mit einer Standardabweichung von 5,8 dB. Der mittlere Dämpfungsunterschied zwischen benachbarten Extrema beträgt 23,0 dB.

Die charakteristischen Werte aus Tabelle 6.7 sind also für die beiden flächigen Analysen der Funkfelddämpfung trotz des unterschiedlichen Wandaufbaus (einmal mit Metallschirmung im Operationssaal und einmal ohne Metallschirmung im Krankenzimmer) ähnlich. Etwas größere Abweichungen ergeben sich lediglich für die Werte

der globalen und lokalen mittleren maximalen Dämpfung. Vor allem der Wert der maximalen Dämpfung ist jedoch wenig aussagekräftig, da sich durch destruktive Interferenzen an manchen Stellen mehr oder weniger durch Zufall ganz extreme Pegel-einbrüche ergeben können. Die Unterschiede der anderen Größen betragen hingegen nur 2-3 dB. Die Homogenität beider Flächen ist durch das ausgeprägte Interferenzmuster mit 0,24 bzw. 0,14 sehr gering. Hierbei ist zu beachten, dass es sich beim Homogenitätsfaktor im Gegensatz zu den anderen Werten um eine lineare Größe handelt. Insgesamt konnte kein Zusammenhang zwischen der Homogenität der Feldstärkeverteilung und des Raumtyps beobachtet werden.

Die Ergebnisse sind für weitere flächige Analysen in anderen Räumen und Kliniken ähnlich. Das verwendete Wandsystem der Räume hat somit nur einen geringen Einfluss auf die Textur der Feldverteilung im Innern der Räume. Ein interessantes und wichtiges Ergebnis ist auch, dass die mittlere Funkfelddämpfung mit 39,6 dB und 42,2 dB recht genau mit den Ergebnissen der inneren Raumdämpfung aus Kapitel 6.3 (s. Bild 6.7 und 6.8 bei 900 MHz) übereinstimmt. Dies zeugt von der Reproduzierbarkeit der Messergebnisse.

6.4.2 Analyse bei 1800 MHz

In den Bildern 6.11 und 6.12 sind die Messergebnisse zweier gescannter Flächen bei einer Frequenz von 1800 MHz dargestellt. Bild 6.11 zeigt die entsprechende Fläche zu Bild 6.9, ist also in einem Operationssaal (Blei und TrespaTM, Klinik II) gemessen worden, während Bild 6.12 an der gleichen Stelle wie Bild 6.10 und damit in einem Krankenzimmer (Gipskartonständerwände, Klinik III) aufgenommen wurde. Auch in diesen Bildern ist ein ausgeprägtes, auf der ganzen Fläche gleichmäßig verteiltes Interferenzmuster zu sehen, jedoch verursacht die höhere Frequenz deutlich kleinere Strukturen. Es lassen sich auch hier durch die konstruktiven und destruktiven Interferenzen der Mehrwegeausbreitung keine Rückschlüsse auf die Lage des Senders relativ zur Fläche schließen.

In Tabelle 6.8 sind die charakteristischen Interpretationswerte für die beiden flächigen Texturen der Funkfelddämpfung zusammengefasst. Die Bedeutung der einzelnen Parameter wurde bereits in Kapitel 6.4 und 6.4.1 näher erläutert. Beim näheren Betrachten der Tabellenwerte wird ersichtlich, dass sich auch bei 1800 MHz keine größeren Unterschiede als 3 dB ergeben und sich die beiden Flächen deshalb wiederum sehr ähnlich verhalten.

Der Mittelwert der Funkfelddämpfung für Bild 6.11 (Operationssaal) beträgt 45,0 dB mit einer Standardabweichung von 5,1 dB. Die mittlere Dämpfung ist damit um etwa

5 dB höher als bei 900 MHz, während die Standardabweichung fast gleich geblieben ist. Dennoch ist die lineare Homogenität mit 0,11 geringer geworden (vorher 0,24).

Tabelle 6.8

Analyse der Funkfelddämpfung zweier Flächen bei 1800 MHz

	Operationssaal	Krankenzimmer
μ in dB	45,0	47,4
σ in dB	5,1	5,1
min in dB	35,7	37,3
max in dB	77,9	78,3
$\mu(min)$ in dB	39,9	42,3
$\mu(max)$ in dB	60,9	63,2
$\mu(max) - \mu(min)$ in dB	21,0	20,9
HO (dimensionslos)	0,11	0,16

Ähnliches ergibt sich für die Messung aus Bild 6.12 (Krankenzimmer). Die mittlere Funkfelddämpfung hat einen Wert von 47,4 dB, was ebenfalls etwa 5 dB höher liegt als bei der entsprechenden Messung für 900 MHz. Die Standardabweichung wurde mit 5,1 dB etwas geringer, während die Homogenität mit 0,16 für diese Fläche fast gleich geblieben ist.

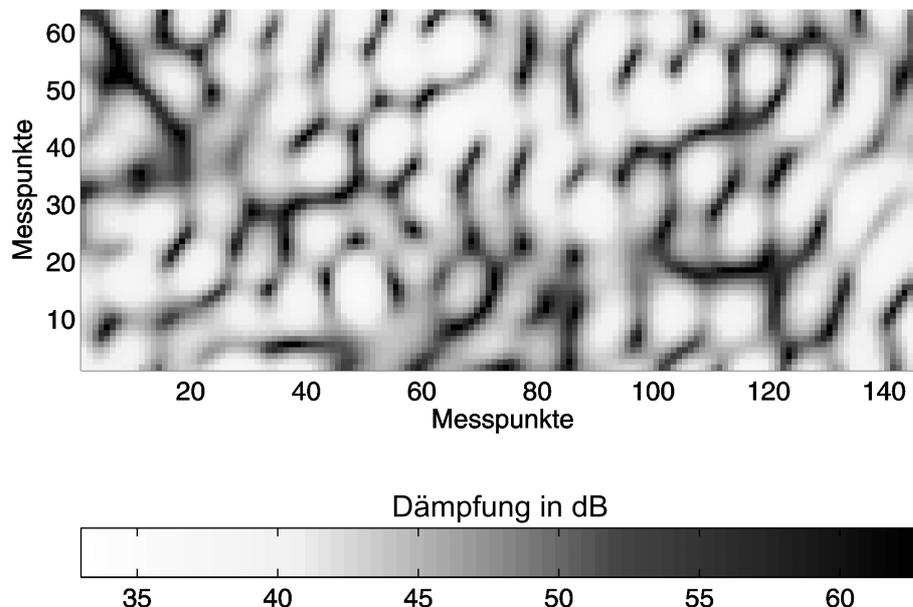


Bild 6.11 Textur der Funkfelddämpfung in einem Operationssaal in Klinik II bei 1800 MHz (in dB)

Der mittlere Dynamikabstand zwischen lokalen Maxima und lokalen Minima der Funkfelddämpfung beträgt für beide Flächen 21 dB, was sich von dem Ergebnis bei

der Frequenz 900 MHz kaum unterscheidet. Der räumliche Abstand zwischen zwei Extrema beträgt bei 1800 MHz im Mittel etwa 7 cm, was wiederum einer knappen halben Wellenlänge entspricht ($\lambda = 16,7$ cm; in den Bildern 6.11 und 6.12 entspricht der Abstand zwischen zwei Messpunkten einer Distanz von 1 cm).

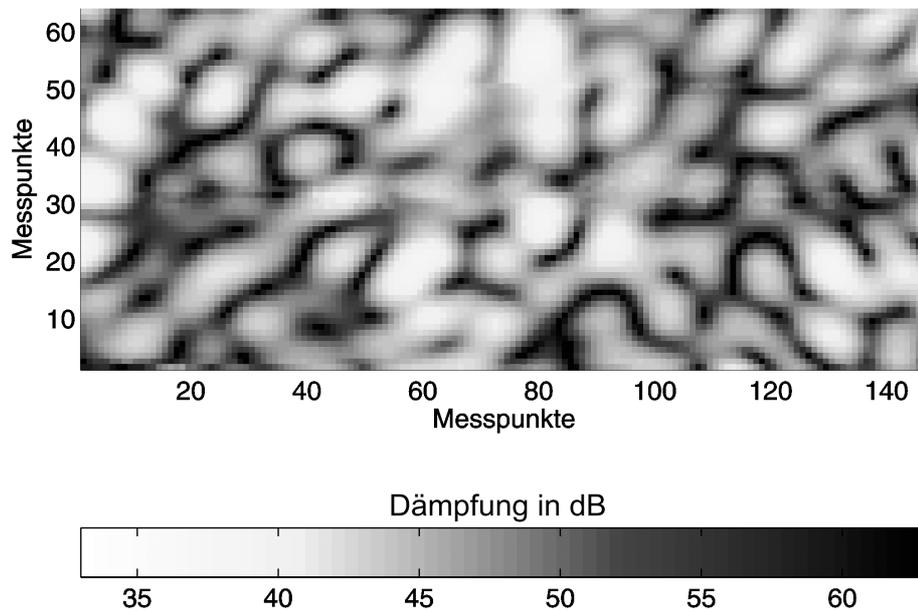


Bild 6.12 Textur der Funkfelddämpfung in einem Krankenzimmer in Klinik III bei 1800 MHz (in dB)

Die Ergebnisse der mittleren Dämpfung von 45,0 dB (Operationsaal) und 47,4 dB (Krankenzimmer) sind auch für 1800 MHz mit den Ergebnissen der inneren Raumdämpfung aus Kapitel 6.3 konsistent (s. Bild 6.7 und 6.8 bei 1800 MHz). Diese Übereinstimmung zweier unterschiedlicher Messverfahren bestätigt die notwendige Unabhängigkeit der Ergebnisse vom Messsystem.

Sowohl die Ergebnisse aus Kapitel 6.3 als auch die Ergebnisse dieses Kapitels zeigen, dass sich die Felder innerhalb verschiedener Klinikräume bei einer Erregung innerhalb des Raumes ähnlich verhalten. Die mittleren Funkfelddämpfungen und auch die Eigenschaften der Interferenzstrukturen sind vergleichbar. Dies führt zu der Folgerung, dass der Wandaufbau und die dabei verwendeten Materialien für die Felder innerhalb eines Raumes keine große Rolle spielen.

Wenn deshalb medizinische Geräte in einem Raum auf ihre EMV getestet werden, dann sind diese Tests folglich auch in anderen Räumen gültig. Bei Tests, welche hingegen in einer Absorberkammer durchgeführt werden, gibt es theoretisch keine Reflexionen an den Wänden und damit keine typischen Interferenzmuster, wie sie in Klinikräumen vorhanden sind. Diese Testergebnisse aus Absorberkammern können somit nicht direkt auf den Klinikalltag übertragen werden.

Kapitel 7

Numerische Simulationen

Nachdem in den vorangegangenen Kapiteln die Ergebnisse umfangreicher Messungen in verschiedenen Kliniken vorgestellt und diskutiert wurden, geht es in diesem Kapitel darum, die Funkwellenausbreitung in Kliniken simulativ zu beschreiben und daraus weitere Erkenntnisse zu gewinnen. Für eine möglichst exakte Simulation der Wellenausbreitung sind für die Modellierung kleiner Strukturen (bezogen auf die Wellenlänge) numerische Programme erforderlich, welche auf der Lösung der Maxwell-Gleichungen basieren.

Mit einem solchen numerischen Modell ist es beispielsweise möglich, die Kopplung der Wellen durch Schlitze zu berücksichtigen, deren Ausdehnung kleiner als die Wellenlänge ist. Diese Funktionalität ist bei Klinikräumen mit metallischen Wänden von Bedeutung, da dort die Ausbreitung nur durch Schlitze und Öffnungen und nicht direkt durch das Metall stattfinden kann.

Ein Simulationstool, welches diesen Ansprüchen genügt, wurde am Institut für Höchstfrequenztechnik und Elektronik an der Universität Karlsruhe (TH) im Rahmen einer Dissertation entwickelt [Haa00]. Im folgenden Kapitel werden die Eigenschaften und Möglichkeiten dieses Tools in Bezug auf die in dieser Arbeit benötigte Ausbreitungsmodellierung kurz vorgestellt.

Es bleibt noch zu erwähnen, dass aufgrund der Diskretisierung des Raumes in Quader, die klein gegen die Wellenlänge sein müssen und für numerische Simulationen üblich sind, die Simulationsfrequenz durch den Hauptspeicher eines Rechners nach oben begrenzt wird. Mit derzeit „üblichen“ Hauptspeicherkapazitäten von 4-6 GB war es bei den Größen der untersuchten Szenarien (ca. $10\text{ m} \times 5\text{ m} \times 3\text{ m} = 150\text{ m}^3$) möglich, Frequenzen bis etwa 500 MHz sinnvoll zu simulieren. Für höhere Frequenzen muss deshalb eine andere Simulationsmethode eingesetzt werden, womit sich Kapitel 8 dieser Arbeit beschäftigt. Dort wird zu einer strahlenoptischen Modellierung gegriffen, für welche wiederum eine untere Grenzfrequenz von ca. 500 MHz existiert, weshalb sich die beiden Tools hervorragend ergänzen. Außerdem können mit den beiden

unterschiedlichen Simulationsmethoden verschiedene Aspekte des Ausbreitungsverhaltens studiert werden.

7.1 Modellierung der Wellenausbreitung mit FIMP

7.1.1 Funktionsmerkmale von FIMP

Der Name FIMP steht für „Finite Integration Method Program“, wodurch zum Ausdruck kommen soll, dass dem Programm die Finite Integrationstechnik als Berechnungsmethode zu Grunde liegt. Die Simulationen erfolgen jedoch nach der so genannten FDTD Methode (Finite Difference Time Domain), was aber keinen Widerspruch darstellt, da die Integrations- und Differenzenmethode letztendlich auf äquivalente Gleichungen führen und somit als identisch angesehen werden können. Das Grundprinzip der FDTD Methode ist die numerische Lösung der Differentialform der Maxwellschen Gleichungen im Zeitbereich

$$\nabla \times \vec{E} = -\frac{\partial \vec{B}}{\partial t}, \quad \nabla \times \vec{H} = \vec{J} + \frac{\partial \vec{D}}{\partial t}, \quad \nabla \cdot \vec{D} = \rho, \quad \nabla \cdot \vec{B} = 0 \quad (7.1)$$

mit $\vec{J} = \kappa \vec{E}$ und den homogenen und isotropen Materialgleichungen

$$\vec{D} = \epsilon \vec{E}, \quad \vec{B} = \mu \vec{H}. \quad (7.2)$$

Zur Berechnung des zu untersuchenden Objektes wird der Raum und die Zeit diskretisiert. Die Ortsdiskretisierung geschieht durch eine Zerlegung des Raumes in ein orthogonales Gitternetz aus Quadern und die Zeitdiskretisierung durch die Aufteilung der Zeitachse in Zeitschritte. Die zu berechnenden Feldgrößen werden immer auf diese diskreten Raum- und Zeitpunkte bezogen.

Die Feldgrößen des elektrischen bzw. des magnetischen Feldes sind an den diskreten Kanten der Quader (elektrisches Feld) bzw. im Quaderzentrum (magnetisches Feld) lokalisiert (s. Bild 7.1). Aufgrund dieses Versatzes und aufgrund der Diskretisierung der zu berechnenden Objekte, muss die Quadergröße für genaue Ergebnisse ausreichend klein gewählt werden [Arc01]. Es ist jedoch darauf zu achten, dass ein Kompromiss zwischen realistischem Aufbau und praktischer Realisierbarkeit gefunden werden muss, da eine zu feine Diskretisierung in sehr kleine Quader zwar im Ergebnis der Realität sehr nahe käme, jedoch einen immensen Speicher- und Rechenaufwand erfordern würde. Als grobe Richtlinie gilt die Forderung, die Seitenlängen der Quader kleiner als $\lambda/10$ zu wählen. Es ist außerdem zu beachten, dass die Quader nicht entarten, d.h. in den Abmessungen von Länge, Breite und Höhe nicht zu stark

differieren und sich ihre Größe an Mediengrenzen nicht zu stark verändert (als Richtwert gilt grob der Faktor 3).

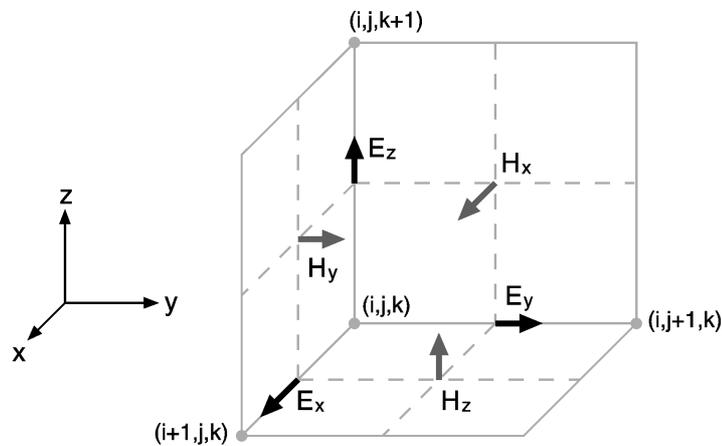


Bild 7.1 Diskretisierung des Berechnungsvolumens in FIMP mit örtlicher Position der elektrischen und magnetischen Feldvektoren

Die Außengrenzen des Berechnungsraumes müssen im Modell durch Randbedingungen festgelegt werden. Diese können in FIMP als offen (freie Abstrahlung) oder metallisch (ideal leitend) definiert werden, wobei für jede einzelne Grenzfläche eine gesonderte Randbedingung festgelegt werden kann.

Die zeitliche Diskretisierung der Berechnung erfolgt mittels Zeitschritten, welche für die jeweilige Simulation konstant bleiben. Die Felder werden somit zu diskreten Zeitpunkten berechnet, die jeweils einen Zeitschritt auseinander liegen und für das elektrische und magnetische Feld um einen halben Zeitschritt versetzt sind. Hierbei ist einerseits zu beachten, dass die Anzahl der zu berechnenden Zeitpunkte so hoch gewählt wird, dass ein eingeschwungener Zustand des Systems erreicht wird. Andererseits dürfen die Zeitschritte nicht zu groß gewählt werden, da sonst numerische Instabilitäten auftreten können, aber auch nicht zu klein, da dies wiederum den Rechenaufwand enorm vergrößert.

Zur Simulation der Wellenausbreitung wird weiterhin eine Anregung benötigt. FIMP bietet die Möglichkeit, einen Hertzischen Dipol zur Anregung zu verwenden oder durch sogenannte „Metal-Sticks“ eigene Anregungsformen zu generieren. Der Hertzische Dipol besitzt in FIMP eine Längenausdehnung von einer Quaderlänge und seine Querausdehnung erstreckt sich über jeweils ein Viertel der angrenzenden Quader. Zur Anregung wird eine Anregungsfunktion festgelegt, die entweder aus vorgegebenen Funktionen ausgewählt oder wiederum selbst generiert werden kann. Hierbei muss auch die Anzahl der Einschwingperioden festgelegt werden.

Zur Auswertung der berechneten Felder besteht die Möglichkeit, ganze Quader oder einzelne Punkte zu verwenden, an denen die Felder zu jedem Zeitpunkt abgespeichert werden. Bei den sogenannten „Point Plots“ erfolgt eine Ausgabe des zeitlichen Verlaufs der verschiedenen Feldkomponenten am angegebenen Punkt. Anhand solcher Punkte lässt sich beispielsweise auch das Einschwingverhalten überprüfen. Die Darstellung der räumlichen Feldverteilung erfolgt über sogenannte „Field Plots“, bei denen sich die Feldverteilung anhand von Schnittebenen durch das definierte Feld visualisieren lässt.

7.1.2 Auswertung der Simulationsdaten

Um aus den Simulationen mit FIMP letztendlich die gewünschte Funkfelddämpfung zu erhalten, ist eine Nachbearbeitung der Daten notwendig, wozu das Programm MATLAB[®] eingesetzt wurde. Mit diesem werden für eine Simulation die x -, y - und z -Komponenten des elektrischen Feldes für alle gespeicherten Empfangspunkte zu sämtlichen Zeitpunkten eingelesen. Anschließend wird unter Vernachlässigung des Einschwingvorgangs das jeweilige absolute Maximum der einzelnen \vec{E} -Feld Komponenten bestimmt und der Gesamtbetrag aus den Komponenten nach

$$|\vec{E}_{ges}| = \sqrt{\vec{E}_x^2 + \vec{E}_y^2 + \vec{E}_z^2} \quad (7.3)$$

berechnet. Dies wird für alle gespeicherten Empfangspunkte durchgeführt, welche im Raum verteilt sind. Zur Bestimmung der Raumdämpfung wird der Gesamtbetrag der Feldstärke über alle Empfangspunkte gemittelt.

Da in FIMP keine absoluten Sendeleistungen verwendet werden können, wird dieses Ergebnis schließlich auf den Freiraum bezogen. Dies geschieht dadurch, dass ein analoges Freiraumszenario mit derselben Anordnung von Sende- und Empfangspunkten berechnet wird. Somit ergibt sich die Raumdämpfung zu

$$\frac{\text{Raumdämpfung}}{dB} = 20 \log \frac{|\vec{E}_{\text{Szenario, ges}}|}{|\vec{E}_{\text{Freiraum, ges}}|} \quad (7.4)$$

Die so berechnete Raumdämpfung beschreibt eine Zusatzdämpfung des Raumes in Bezug zum Freiraum und kann dadurch auch mit den Messergebnissen aus Kapitel 6 verglichen werden. Dieser Vergleich ist Gegenstand des Kapitels 7.3. Im Folgenden Kapitel wird zunächst auf die Modellierung der Klinikräume und die aus den Simulationen gewonnenen Erkenntnisse eingegangen.

7.2 Modellierung der Klinikräume, Simulationen und Erkenntnisse

In diesem Kapitel wird auf die Modellierung und Simulation der Wellenausbreitung in für Kliniken typischen Räumen wie Röntgenraum, Operationssaal und MRT-Raum eingegangen. Die Aufbauten dieser Räume wurden aus den Bauplänen der entsprechenden Kliniken entnommen, wobei darauf geachtet wurde, dass für allgemeingültige Aussagen jeweils ein Raum mit typischen Abmessungen ausgewählt wurde. Um die Auswirkungen von Schlitzen und Öffnungen in einer metallischen Wand zu untersuchen, wurden in die Trennwand zwischen zwei Räumen Schlitze in verschiedenen Abmessungen eingefügt und deren Auswirkung untersucht. Entsprechend den Messungen wurden die Simulationen jeweils für die drei Frequenzen 42,6 MHz, 100 MHz und 300 MHz durchgeführt.

7.2.1 Röntgenraum

7.2.1.1 Aufbau des Röntgenraumes

Die Besonderheit im Aufbau der Röntgenräume stellen Bleibleche dar, welche in die Wände eingearbeitet werden und dadurch Patienten und Pflegepersonal in angrenzenden Räumen vor der Absorption von Röntgenstrahlung schützen. Die Bleche werden an Stahlträgern befestigt und besitzen eine Dicke von 0,5 bis 2,5 Millimeter, je nach Stärke der Röntgenstrahlung. Wie schon in Kapitel 4.1 gezeigt wurde, ist die Eindringtiefe in Blei für eine Frequenz von $f = 42,6$ MHz durch $\delta = 35,3$ μm gegeben, woraus folgt, dass die elektromagnetischen Wellen die Bleche kaum durchdringen können. Die tatsächliche Dicke des Bleis spielt somit für die Modellierung der Wellenausbreitung keine entscheidende Rolle und kann entsprechend den vorliegenden Gegebenheiten angepasst werden.

Die Dicke der Bleibleche wurde deshalb an die Gitterdiskretisierung angepasst und auf einen Wert von 3 cm vergrößert. Dadurch konnte eine sinnvolle Diskretisierung für Speicherbedarf und Rechenleistung gewährt werden. Das Blei wurde im Simulationsprogramm mit einer idealen Leitfähigkeit modelliert, da eine direkte Durchdringung nicht stattfinden kann. Der restliche Wandaufbau ist für Trockenbauwände üblich und kann – angepasst an die Gitterdiskretisierung – Tabelle 7.1 entnommen werden. Die verwendeten Materialparameter sind in der Literatur zu finden [Hip95].

Decke und Boden des Röntgenraumes bestehen aus 33,5 cm dickem Stahlbeton (mit Estrich), durch welchen die Röntgenstrahlung stark genug abgeschwächt wird, ohne dass eine zusätzliche Bleiabschirmung benötigt wird. Unter der Decke des Röntgen-

raumes befindet sich im Abstand von 30 cm eine Spanplatte, welche als abgehängte Decke fungiert, in welcher beispielsweise die Raumbelichtung angebracht wird.

Um die Wellenausbreitung zu benachbarten Räumen hin zu untersuchen, wurden zwei benachbarte Röntgenräume betrachtet. Diese besitzen folgende Abmessungen: Raumbreite $x = 5$ m, Raumlänge $y_1 = 4,4$ m (Raum 1) und $y_2 = 4,7$ m (Raum 2), Raumhöhe $z = 2,85$ m. Die Randbedingungen wurden über der Decke und unter dem Boden als absorbierend angenommen, während die Bleischicht in den Wänden als ideal leitfähige Randbedingung dient.

Tabelle 7.1

Wand-, Boden- und Deckenaufbau des Röntgenraumes mit Materialparametern für numerische Simulationen mit FIMP

	Material	Schichtdicke	ϵ'	μ'	κ (S/m)
Wände	Gipskarton	2,5 cm	2,4	1	0
	Blei	3 cm / 4 cm	-	-	∞
	Mineralwolle	6,5 cm	1,2	1	0
	Gipskarton	2,5 cm	2,4	1	0
Boden	Stahlbeton/Estrich	33,5 cm	5,0	1	0,08
Decke	Spanplatte	2,0 cm	2,5	1	0
	Luft	30 cm	1,0	1	0
	Stahlbeton/Estrich	33,5 cm	5,0	1	0,08

Für die Untersuchung der Auswirkungen von Schlitzten in der Wand zwischen den beiden Röntgenräumen wurden zunächst zwei große parallele vertikale Schlitzte von 1 m bzw. 1,8 m Länge im Abstand von 60 cm in den Wandaufbau eingefügt. Schlitzte entstehen z.B. bei der Befestigung des Bleis an den Profilstützen, welche gerade einen Abstand von 60 cm haben. Die Breite der Schlitzte wurde einmal zu 4 cm (bei einer Diskretisierung des Schlitzes in zwei Gitterzellen) bzw. zu 3 cm (bei einer Diskretisierung in 1 cm Schritten – also in diesem Fall über 3 Gitterzellen) gewählt. Die Breite der Schlitzte ist in der Realität wesentlich kleiner, jedoch ist die Schlitzbreite sowohl in der Realität als auch in der Simulation viel kleiner als die Wellenlänge, weshalb die Näherung durch die Anpassung der Schlitzte an die Gitterzellen erlaubt ist.

7.2.1.2 Simulationsergebnisse Röntgenraum

Wie bei den nachfolgenden Szenarien, wurde auch hier zur Simulation der Wellenausbreitung im Röntgenraum als Anregung ein vertikal polarisierter Hertzscher Dipol

verwendet. Ein Vergleich zwischen vertikaler und horizontaler Polarisation ist Gegenstand des Kapitels 7.2.1.3. Der Hertzsche Dipol wurde grob in die Mitte des Raumes positioniert, allerdings nicht exakt in der Mitte, um artefaktische Symmetrieeffekte zu vermeiden. Der genaue Ort ist außerdem an die Diskretisierung des Raumes gebunden, da die Koordinaten des Dipols an das Gitter angepasst werden müssen.

Beim Röntgenraum wurde als Alternative zur Anregung mit einem Hertzschen Dipol auch ein vertikal polarisierter $\lambda/2$ -Dipol modelliert, was in FIMP durch metallische Stäbe mit entsprechenden Abmessungen (zwei mal $\lambda/4$) realisiert wird, die unmittelbar an den Hertzschen Dipol angebracht werden. Da sich hierbei die Ergebnisse für die Raumdämpfung im Vergleich zum Hertzschen Dipol nicht signifikant ändern, wurde in den anderen Räumen auf die Simulation mit dem $\lambda/2$ -Dipol verzichtet.

Zur Bestimmung der Raumdämpfung zwischen den beiden simulierten Röntgenräumen, wurden im benachbarten Raum 13 Empfangspunkte definiert, welche sich an den Eckpunkten eines Quaders, sowie in dessen Flächenmitten und in seiner Raummitte befanden. Dieser Quader wurde mit einem Abstand von 1 m von den Wänden in den Raum eingepasst. Für jeden dieser Punkte wurden für alle Zeitschritte die x -, y - und z -Komponenten des elektrischen Feldes, sowie der Absolutbetrag gespeichert. Nach der Simulation wurde daraus die Raumdämpfung berechnet, wie es in Kapitel 7.1.2 beschrieben wurde.

Die räumliche Diskretisierung des Berechnungsvolumens wurde so gewählt, dass für alle drei Frequenzen (42,6 MHz, 100 MHz, 300 MHz) die Gitterzellen kleiner als $\lambda/10$ bleiben. Bei der zeitlichen Diskretisierung wurde die Größe der Zeitschritte zu $2 \cdot 10^{-11}$ s festgelegt, während die Gesamtsimulationsdauer von der Frequenz abhängig war (max. $4,4 \cdot 10^{-7}$ s für 42,6 MHz). Die Gesamtsimulationsdauer ist außerdem von der Größe des Simulationsszenarios abhängig und muss deshalb für die anderen Räume angepasst werden. Die Rechenzeit für eine solche Simulation beträgt je nach Szenario auf einer HP C3600 Workstation mit 6 GB RAM bis zu 12 Stunden.

Zur Untersuchung der Auswirkung von Schlitten in der Bleischirmung, wurden in die Trennwand Öffnungen verschiedener Ausdehnungen, sowohl in der Länge als auch in der Breite, eingefügt (s.o.). Die Ergebnisse der Raumdämpfung für die verschiedenen Simulationen sind in Tabelle 7.2 zusammengefasst. Das Resultat macht deutlich, dass die Ausdehnung der Schlitze nahezu keine Auswirkung auf die Raumdämpfung hat, nicht einmal die Simulation ohne Schlitze zeigt eine signifikante Änderung. Aufgrund dieser Ergebnisse und der langen Rechenzeiten wurde bei der Frequenz 300 MHz nur eine Schlitzlänge simuliert.

Deshalb bleibt nur noch die Kopplung über Boden und Decke als möglicher Ausbreitungsweg übrig. Um diese Vermutung zu bestätigen, sind in den Bildern 7.2

bis 7.4 jeweils die Feldverteilungen in einer Ebene durch die Trennwand für die drei verschiedenen Frequenzen veranschaulicht.

Tabelle 7.2

Simulierte Raumdämpfung (v-Polarisation) eines Röntgenraumes in Abhängigkeit verschiedener Schlitzgrößen in der mit Blei geschirmten Wand (in dB)

Art der Schlitz	42,6 MHz	100 MHz	300 MHz
Keine Schlitz	19,2	20,8	23,6
3 cm Breite	1,0 m Länge	21,2	23,5
	1,8 m Länge	19,2	-
4 cm Breite	1,0 m Länge	20,8	23,5
	1,8 m Länge	19,0	-

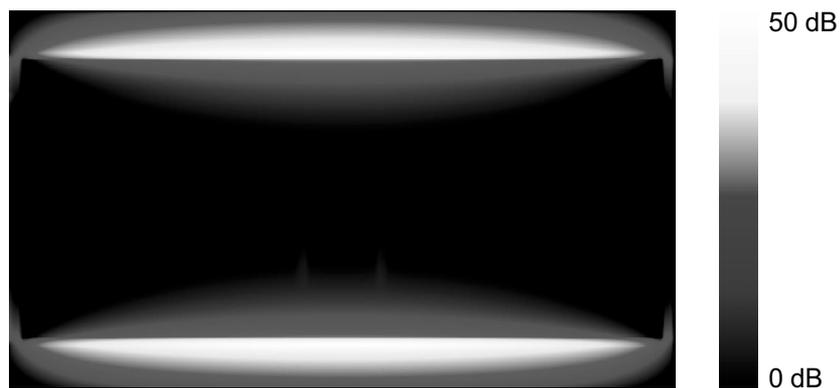


Bild 7.2 Feldstärkeverteilung in der Trennwand zwischen den beiden Röntgenräumen für 42,6 MHz bei vertikaler Polarisation

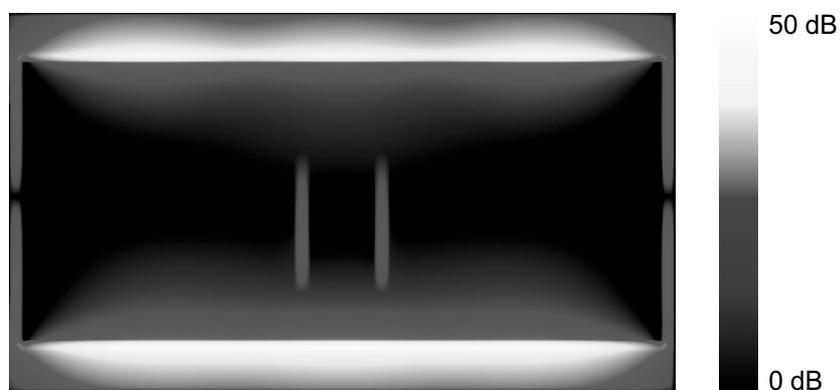


Bild 7.3 Feldstärkeverteilung in der Trennwand zwischen den beiden Röntgenräumen für 100 MHz bei vertikaler Polarisation

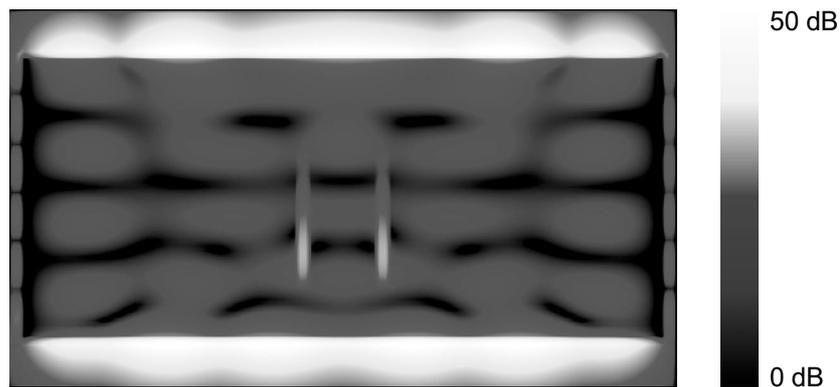


Bild 7.4 Feldstärkeverteilung in der Trennwand zwischen den beiden Röntgenräumen für 300 MHz bei vertikaler Polarisation

Bei allen drei Abbildungen wird deutlich, dass die Leistung fast ausschließlich über Boden und Decke in den benachbarten Raum koppelt. Mit steigender Frequenz nimmt die Kopplung durch die beiden Schlitze zwar zu, jedoch ist diese Leistung im Vergleich zu dem Anteil durch Boden und Decke vernachlässigbar. Die obige Vermutung, dass Schlitze und Öffnungen in der Wand für die Ausbreitung im Röntgenraum bei diesen Frequenzen und vertikaler Polarisation kaum eine Rolle spielen, hat sich hiermit bestätigt. Im nachfolgenden Kapitel wird nun untersucht, wie sich die Art der Polarisation (vertikal/horizontal) auf das Ausbreitungsverhalten auswirkt.

7.2.1.3 Vergleich zwischen vertikaler und horizontaler Polarisation

Nachdem im vorangegangenen Kapitel Simulationen zur Raumdämpfung im Röntgenraum für vertikale Polarisation durchgeführt wurden, wird in diesem Kapitel untersucht, wie sich die Resultate bei horizontaler Polarisation verhalten. Für diesen Vergleich wurde eine Frequenz von 300 MHz ausgewählt.

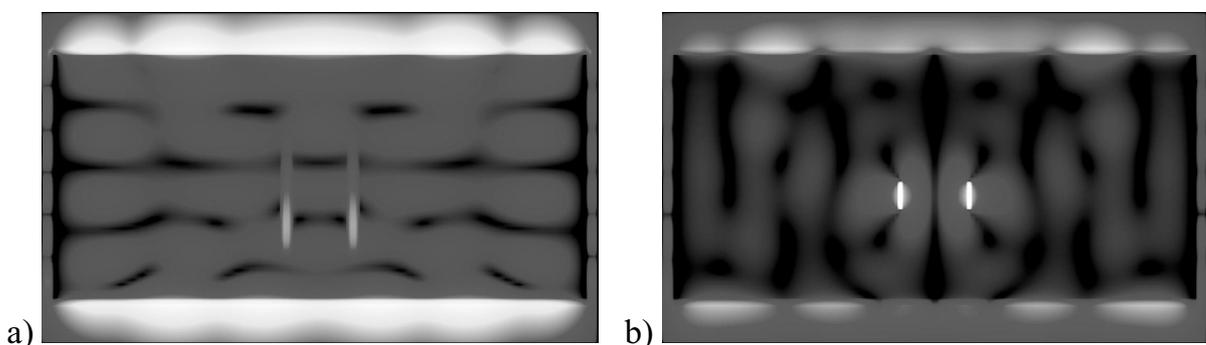


Bild 7.5 a) Feldstärkeverteilung in der Trennwand zwischen den Röntgenräumen für 300 MHz bei vertikaler Polarisation (Skala: 0 bis 60 dB)
b) Feldstärkeverteilung in der Trennwand zwischen den Röntgenräumen für 300 MHz bei horizontaler Polarisation (Skala: 0 bis 60 dB)

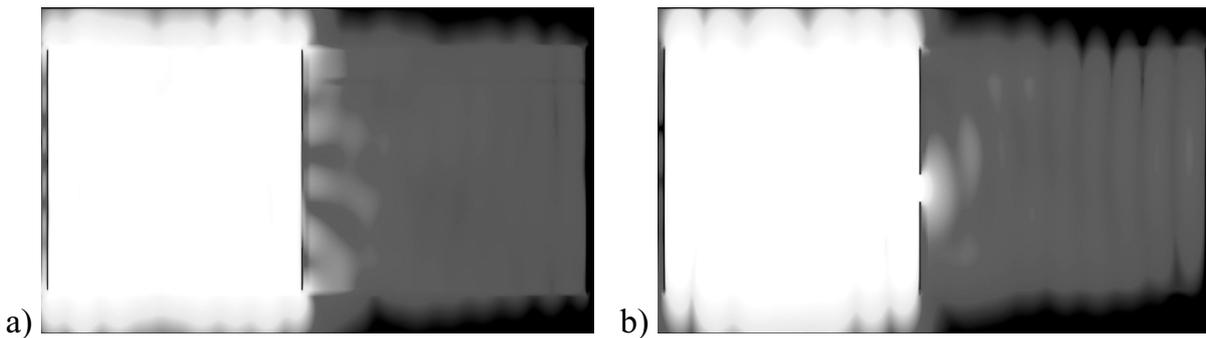


Bild 7.6 a) Feldstärkeverteilung senkrecht zur Trennwand zwischen den Röntgenräumen für 300 MHz bei vertikaler Polarisierung (Skala: 0 bis 60 dB)
 b) Feldstärkeverteilung senkrecht zur Trennwand zwischen den Röntgenräumen für 300 MHz bei horizontaler Polarisierung (Skala: 0 bis 60 dB)

Zur Beurteilung der Unterschiede im Ausbreitungsverhalten, ist in den Bildern 7.5a und 7.5b jeweils die Feldstärkeverteilung in einem Schnitt durch die Trennwand (knapp hinter den Schlitzen) für beide Polarisierungen dargestellt. Die Bilder 7.6a und 7.6b zeigen jeweils einen Querschnitt längs der beiden Räume senkrecht zur Trennwand.

In den Bildern 7.5 und 7.6 kommt der Unterschied zwischen vertikaler und horizontaler Sendepolarisation klar zum Vorschein. Während die Leistung bei vertikaler Polarisierung hauptsächlich über Boden und Decke koppelt, geschieht dies bei horizontaler Polarisierung hauptsächlich durch die Schlitze.

Als Ergebnis für die Raumdämpfung ergibt sich bei einem zu Kapitel 7.2.1.2 identischen Szenario (Schlitzlänge 1 m) für die horizontale Polarisierung eine Dämpfung von nur 6,3 dB, während die vertikale Polarisierung eine Dämpfung von 23,5 dB ergibt (s. Tabelle 7.2). Um auch bei horizontaler Polarisierung eine Raumdämpfung in dieser Größe zu erhalten, welche auch bei den Messungen ermittelt wurde (s. Kapitel 7.3), muss die Längenausdehnung der Schlitze auf 20 cm reduziert werden. Diese Schlitzlänge ist, im Gegensatz zu den zunächst simulierten Schlitzen mit 1 m Länge (z.B. an den Türen), deutlich kleiner, jedoch für die bleigeschirmten Wände ein plausibler Wert (vgl. Bild 2.4). Dadurch ergibt sich für horizontale Polarisierung eine Raumdämpfung von 25,2 dB, was der Dämpfung der Simulation mit vertikaler Polarisierung (23,5 dB) und dem Messergebnis (22,3 dB) nahe kommt (ein detaillierter Vergleich zwischen Simulation und Messung erfolgt in Kapitel 7.3).

Somit konnte sowohl für vertikale als auch für horizontale Polarisierung die Raumdämpfung zwischen Röntgenräumen durch numerische Simulationen nachvollzogen und das jeweilige Ausbreitungsverhalten aufgezeigt werden. Für die Simulationen der

nachfolgenden beiden Räume (Operationssaal und MRT-Raum) wird nunmehr die vertikale Polarisation betrachtet.

7.2.2 Operationssaal

7.2.2.1 Aufbau des Operationssaals

Auch in Operationssälen werden spezielle Wandsysteme verwendet, welche eine Metallschicht beinhalten (s. Kapitel 2.5). So gibt es Wandsysteme mit einer Bleischirmung, um CT-Untersuchungen während der Operation zu ermöglichen, und Wandsysteme mit einer CrNi-Stahl-Verkleidung, welche einerseits einen Bleigleichwert besitzt und andererseits hygienische Vorteile bietet (bakteriostatisch). Die Raumdämpfung eines solchen Operationssaales mit einer 0,8 mm dicken CrNi-Stahl-Verkleidung wird in diesem Kapitel numerisch simuliert. Dazu muss wiederum die Dicke des CrNi-Stahls aus Diskretisierungsgründen und zur rechnerischen Durchführbarkeit der Simulation modifiziert werden, was aber auf die Wellenausbreitung keinen Einfluss hat.

Der genaue Wand-, Boden- und Deckenaufbau der Operationssäle für die numerische Simulation mit FIMP kann Tabelle 7.3 entnommen werden. Zwischen den beiden CrNi-Stahl Schichten befinden sich, wie für Trockenbauwände üblich, Gipskarton und Mineralwolle. Der Boden ist derselbe wie bei den Röntgenräumen. Auch im Operationssaal befindet sich 30 cm unter der Decke eine abgehängte Decke, die in diesem Fall ebenfalls aus CrNi-Stahl besteht und somit eine weitere Metallschicht im Raum darstellt, wodurch der Ausbreitungsweg über die Decke blockiert wird.

Die Abmessungen der beiden benachbarten, durch eine Zwischenwand getrennten Operationssäle betragen: Raumbreite $x = 6,0$ m, Raumlänge $y_1 = 7,0$ m (OP-Saal 1) und $y_2 = 7,2$ m (OP-Saal 2), Raumhöhe $z = 3,0$ m. Dies bedeutet im Vergleich zu den Röntgenräumen ein deutlich größeres Berechnungsvolumen, und damit verbunden mehr Speicherplatzbedarf und einen beträchtlich höheren Rechenaufwand.

Für die Simulation der Wellenausbreitung mit Öffnungen in der Trennwand wurden auch bei den Operationssälen zwei parallele je 1 m lange vertikale Schlitz mit 1,2 m Abstand in die Zwischenwand eingefügt. Dieser Abstand entspricht gerade der Breite der montierten CrNi-Stahl Bleche, zwischen welchen jeweils eine Lücke von 1 cm für Montagezwecke vorhanden ist (s. Bild 2.6). Die Breite der Schlitz wurde hierbei auf 4 cm festgelegt (zwei Gitterzellen zu je 2 cm). Auf eine Variation der Längen- und Breitenausdehnung wurde verzichtet, da die Simulation der Wellenausbreitung beim Röntgenraum bereits keine signifikant unterschiedlichen Ergebnisse hierfür ergeben hat.

Tabelle 7.3

Wand-, Boden- und Deckenaufbau des Operationssaales mit Materialparametern für numerische Simulationen mit FIMP

	Material	Schichtdicke	ϵ'	μ'	κ (S/m)
Wände	CrNi-Stahl	2,5 cm	-	-	∞
	Gipskarton	3,0 cm	2,4	1	0
	Mineralwolle	6,5 cm	1,2	1	0
	Gipskarton	2,5 cm	2,4	1	0
	CrNi-Stahl	2,5 cm	-	-	∞
Boden	Stahlbeton/Estrich	33,5 cm	5,0	1	0,08
Decke	CrNi-Stahl	3,0 cm	-	-	∞
	Luft	30 cm	1,0	1	0
	Stahlbeton/Estrich	33,5 cm	5,0	1	0,08

Bei den Operationssälen wurde hingegen die Auswirkung eines horizontalen Schlitzes analysiert, wie er auch in der Realität in 2 m Höhe vorhanden ist (s. Bild 2.6). An die Ergebnisse aus Kapitel 7.2.1.3 anlehnend, wurde als Schlitzausdehnung eine Länge von 20 bis 30 cm angenommen. Ebenfalls wurde eine Simulation mit zusätzlichen Schlitzten im CrNi-Stahlblech der abgehängten Decke durchgeführt, da sich dort oft Lüftungsschächte oder andere Einbauten (Beleuchtung, Schwenkarme) befinden, welche eine Unterbrechung des CrNi-Stahls bewirken. Die Ergebnisse der Simulationen werden im anschließenden Kapitel vorgestellt.

7.2.2.2 Simulationsergebnisse Operationssaal

Als Anregung für die Simulationen im Operationssaal wurde ein vertikal polarisierter Herzscher Dipol verwendet, welcher wiederum etwa in der Raummitte des ersten Raumes positioniert wurde. Im zweiten Raum wurden 13 Empfangspunkte analog zur Simulation im Röntgenraum auf einem Quader verteilt, der sich über den ganzen Raum erstreckt.

Zur zeitlichen Konvergenz der berechneten Felder musste die Simulationszeit aufgrund des größeren Berechnungsvolumens im Vergleich zum Röntgenraum bei gleichen Zeitschritten auf $8 \cdot 10^{-7}$ s vergrößert, d.h. fast verdoppelt werden. Die benötigte CPU-Zeit ist damit wesentlich größer, da auch für jeden Zeitschritt mehr Gitterpunkte berechnet werden müssen. Die Simulationen dauerten somit einen knappen Tag. Die Auswertung der Simulationen und die Berechnung der

Raumdämpfung erfolgte analog zur Vorgehensweise bei der Untersuchung des Röntgenraumes.

Wie in 7.2.2.1 bereits beschrieben, erfolgte die Simulation im Operationssaal einerseits für zwei parallele vertikale Schlitze und andererseits für einen horizontalen Schlitz. Außerdem wurde untersucht, inwiefern sich zwei zusätzliche Schlitze in der abgehängten Decke (senkrecht zur Trennwand ausgerichtet) auf das Dämpfungsverhalten auswirken. Die Ergebnisse der Simulationen finden sich in Tabelle 7.4 wieder.

Tabelle 7.4

Simulierte Raumdämpfung (v-Polarisation) eines Operationssaales in Abhängigkeit verschiedener Schlitzanordnungen in der mit CrNi-Stahl verkleideten Wand (in dB)

Art der Schlitze	42,6 MHz	100 MHz	300 MHz
Keine Schlitze	28,0	35,0	42,5
2 vertikale Schlitze	28,0	29,9	39,6
2 vertikale Schlitze + 2 Schlitze in Decke	28,0	29,9	32,6
2 vertikale Schlitze + 1 horiz. Schlitz	28,0	29,6	30,1

Wie aus Tabelle 7.4 ersichtlich wird, steigt die Dämpfung für die Simulation ohne Schlitze mit zunehmender Frequenz deutlich an, während dieser Anstieg mit zunehmender Anzahl der Schlitze geringer wird. Durch das Einbringen von vertikalen Schlitzen in der Wand und zusätzlichen Schlitzen in der Decke zur Simulation eines realistischen Wandaufbaus, nimmt die Dämpfung – vor allem für 300 MHz – deutlich ab. Durch zusätzliches Einfügen eines horizontalen Schlitzes ändert sich das Dämpfungsverhalten kaum noch. Es koppelt so viel Leistung über die anderen vier Schlitze und den Boden, welcher auch als „horizontaler Schlitz“ betrachtet werden kann, dass der zusätzliche horizontale Schlitz in der Wand keinen großen Einfluss mehr hat.

Die Simulationsergebnisse im Operationssaal zeigen, dass bei einer Frequenz von 300 MHz die Kopplung durch die Schlitze aufgrund der kleinen Wellenlänge signifikant zur Raumdämpfung beiträgt, während die Kopplung durch die Schlitze bei 42,6 MHz noch überhaupt keinen Einfluss hat.

Für das Szenario mit vertikalen und horizontalen Schlitzen resultiert wie auch beim Röntgenraum nur ein leichter Anstieg der Raumdämpfung mit zunehmender Frequenz. Allerdings führt die bauliche Gegebenheit des Operationssaals zu einer um etwa 10 dB höheren Raumdämpfung im Vergleich zum Röntgenraum. Der für die Wellenausbreitung entscheidende Unterschied zwischen den beiden Räumen ist die elektrisch

leitende abgehängte Decke und die doppelte leitfähige Schicht aus CrNi-Stahl in der Trennwand des Operationssaals.

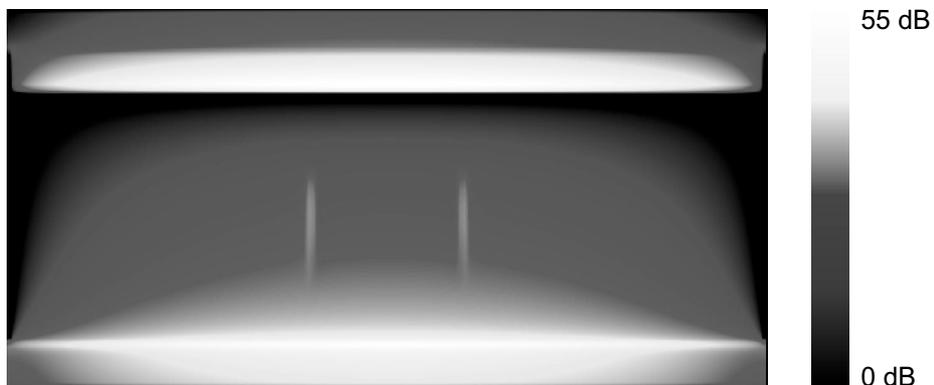


Bild 7.7 Feldstärkeverteilung in der Trennwand zwischen den Operationssälen bei 42,6 MHz, v-Polarisation und 2 Schlitzen jeweils in Wand und Decke

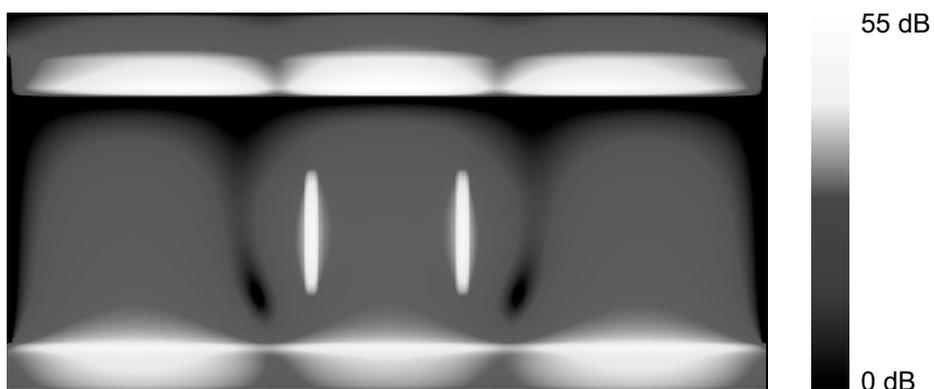


Bild 7.8 Feldstärkeverteilung in der Trennwand zwischen den Operationssälen bei 100 MHz, v-Polarisation und 2 Schlitzen jeweils in Wand und Decke

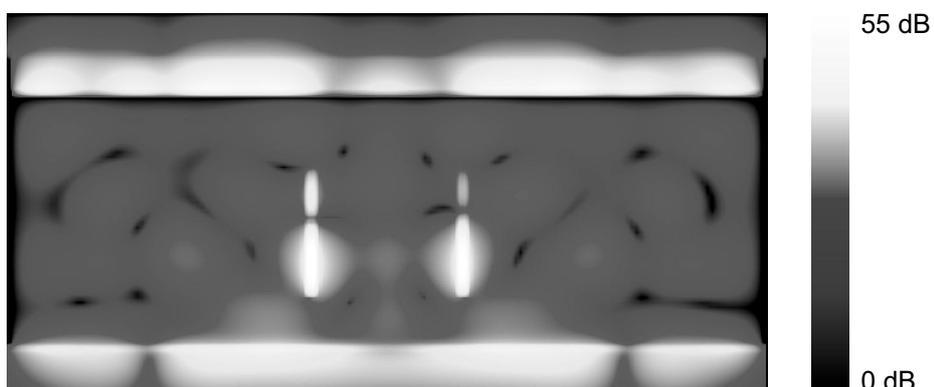


Bild 7.9 Feldstärkeverteilung in der Trennwand zwischen den Operationssälen bei 300 MHz, v-Polarisation und 2 Schlitzen jeweils in Wand und Decke

Zur Veranschaulichung der Wellenausbreitung zwischen den beiden Operationssälen ist in den Bildern 7.7 bis 7.9 die Feldstärkeverteilung in der Trennwand jeweils für die

Frequenzen 42,6 MHz, 100 MHz und 300 MHz dargestellt. Es ist zu erkennen, dass immer noch sehr viel Leistung über Boden und Decke koppelt, allerdings im Vergleich zum Röntgenraum die Ausbreitung durch die Schlitze –vor allem für 100 MHz und 300 MHz– deutlich an Bedeutung gewonnen hat. Diese Tendenz zeigen auch die Werte für die simulierte Raumdämpfung in Tabelle 7.4.

7.2.3 MRT-Raum

7.2.3.1 Aufbau des MRT-Raumes

Beim Aufbau des Raumes für Untersuchungen mit dem Magnetresonanztomographen liegt die bauliche Besonderheit in der Kupferfolie, welche als EMV-Schirmung in die Wände eingearbeitet wird. Im Gegensatz zu den Röntgenräumen und Operationssälen befindet sich hierbei die Metallschicht nicht nur in den Wänden, sondern auch in Boden und Decke. Diese Kupferschirmung wirkt als Faradayscher Käfig und dient dazu, die bei der Magnetresonanztomographie verwendeten Hochfrequenzimpulse nach außen hin abzuschirmen, da diese sonst Fehlfunktionen anderer empfindlicher medizintechnischer Geräte, wie z.B. Röntgenbildverstärker, nuklearmedizinische Geräte und EKG/EEG-Geräte, auslösen können. Andererseits dürfen Störfelder von anderen Geräten nicht in den Magnetresonanzraum gelangen, da sie die Bildqualität der MRT-Aufnahmen beeinträchtigen würden. Der genaue Aufbau des Raumes, wie er für die Simulation in FIMP modelliert wurde, ist Tabelle 7.5 zu entnehmen.

Tabelle 7.5

Wand-, Boden- und Deckenaufbau des MRT-Raumes mit Materialparametern für numerische Simulationen mit FIMP

	Material	Schichtdicke	ϵ'	μ'	κ (S/m)
Wände	Spanplatte	2,0 cm	2,5	1	0
	Styropor	2,0 cm	1,1	1	0
	Kupfer	3,0 cm	-	-	∞
	Mineralwolle	6,0 cm	1,2	1	0
	Gipskarton	3,0 cm	2,4	1	0
Boden	Spanplatte	2,0 cm	2,5	1	0
	Kupfer	3,0 cm	-	-	∞
Decke	Spanplatte	2,0 cm	2,5	1	0
	Luft	30 cm	1,0	1	0
	Kupfer	3,0 cm	-	-	∞

Analog zu den vorhergehenden Simulationen musste die Ausdehnung der Kupferschicht modifiziert werden, um eine durchführbare Simulation zu gewährleisten. Auch im MRT-Raum existiert eine abgehängte Decke in Form einer Spanplatte zur Unterbringung der Raumbelichtung etc., die schirmende Kupferfolie befindet sich erst an der Raumdecke.

Die Abmessungen der beiden simulierten Räume betragen: Raumbreite $x = 5,0$ m, Raumlänge $y_1 = 6,0$ m (MRT-Raum) und $y_2 = 4,0$ m (Raum 2), Raumhöhe $z = 2,7$ m. Hierbei ist zu erwähnen, dass der benachbarte simulierte Raum kein MRT-Raum ist, sondern ein gewöhnliches Behandlungszimmer mit Gipskartonständerwänden.

7.2.3.2 Simulationsergebnisse MRT-Raum

Die Lage des Sendepunktes sowie die Lage der Empfangspunkte wurde analog zu den beiden zuvor simulierten Räumen angeordnet, d.h. der vertikal polarisierte Hertzsche Dipol befand sich in der Mitte des MRT-Raumes, während sich im benachbarten Raum 13 Empfangspunkte befanden. Die Raumdämpfung wurde wieder berechnet, indem über diese 13 Empfangspunkte gemittelt und das Ergebnis auf den Freiraum bezogen wurde.

Die Gitterdiskretisierung betrug ähnlich wie bisher 1 cm bis 3,8 cm, während die zeitliche Diskretisierung aufgrund der resonanten Struktur des MRT-Raumes auf einen Wert von $1,5 \cdot 10^{-11}$ s verkleinert werden musste. Mit einer Simulationsdauer von $3 \cdot 10^{-7}$ s konnte die nötige Konvergenz des Feldes erreicht werden. Dies resultierte in einer Rechenzeit von etwa 12 Stunden auf einer HP C3600 Workstation mit 6 GB RAM.

Da der MRT-Raum im Idealfall komplett geschirmt sein sollte, und keine Informationen über mögliche Schlitzlängen vorhanden sind, wurde in diesem Fall die Schlitzlänge an die Messergebnisse der Raumdämpfung angepasst. Bei einer Schlitzlänge von 6 cm wurde eine gute Übereinstimmung von Simulation und Messung erreicht (s. Kapitel 7.3). Die Breite der Schlitze betrug wie auch bei den anderen Raumarten 4 cm und wurde in zwei Gitterzellen unterteilt. Der Abstand der Schlitze wurde zu 95 cm angenommen, welches der Breite der MRT-Tür entspricht, die bei den Messungen als Schwachpunkt nachgewiesen wurde. Die Ergebnisse der Simulationen für die drei Frequenzen sind in Tabelle 7.6 zusammengestellt.

Tabelle 7.6

Simulierte Raumdämpfung (v-Polarisation) eines MRT-Raumes (in dB)

Art der Schlitz	42,6 MHz	100 MHz	300 MHz
2 vertikale + 2 horizontale Schlitze	88,8	89,2	74,2

Anders als bei den anderen beiden Räumen wurden in diesem Fall sowohl zwei vertikale (links und rechts) als auch zwei horizontale Schlitzre (unten und oben) gleicher Abmessungen in die Trennwand eingebracht. Dies ist deshalb wichtig, weil im MRT-Raum keine Ausbreitung über Boden und Decke stattfinden kann und darum diese „horizontalen Öffnungen“ fehlen. Die horizontalen Schlitzre wurden ebenfalls an der Stelle des Türrahmens in einem Abstand von 2 m positioniert (unten und oben). Wie die Bilder 7.10 bis 7.12 zeigen, koppelt durch die horizontalen Schlitzre aufgrund der vertikalen Polarisation mehr Leistung als durch die vertikalen Schlitzre.

Aus Tabelle 7.6 wird deutlich, dass im Gegensatz zu den Simulationen von Röntgenraum und Operationsaal, bei denen höhere Frequenzen stärker gedämpft wurden, beim MRT-Raum die Raumdämpfung für die höchste der drei simulierten Frequenzen (300 MHz) deutlich am geringsten ausfällt. Dies liegt daran, dass bei diesem Raumtyp der einzig mögliche Ausbreitungsweg durch die vier Schlitzre in der Wand ist, da Boden und Decke geschirmt sind. Die Kopplung durch die Schlitzre nimmt mit steigender Frequenz bis zu einer bestimmten Cut-Off-Frequenz langsam zu [Bla79]. Für höhere Frequenzen wirken die Schlitzre wie Antennen und sind durchlässig.

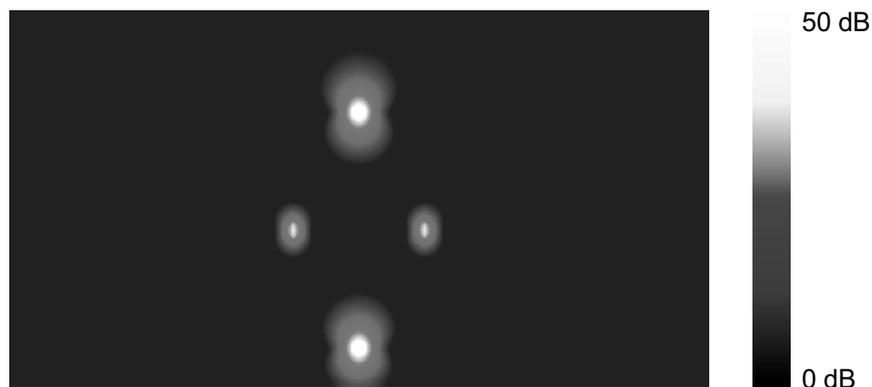


Bild 7.10 Feldstärkeverteilung in der Trennwand zwischen MRT-Raum und benachbartem Behandlungsraum für 42,6 MHz, v-Polarisation

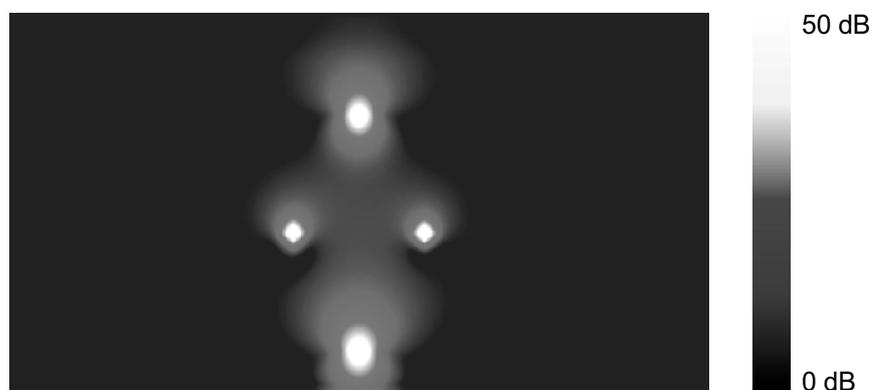


Bild 7.11 Feldstärkeverteilung in der Trennwand zwischen MRT-Raum und benachbartem Behandlungsraum für 100 MHz, v-Polarisation

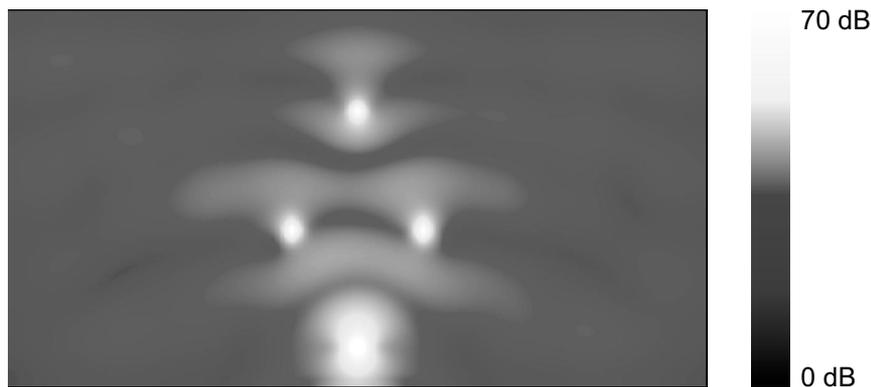


Bild 7.12 Feldstärkeverteilung in der Trennwand zwischen MRT-Raum und benachbartem Behandlungsraum für 300 MHz, v-Polarisation

Insgesamt erreicht der MRT-Raum durch die EMV-Schirmung eine weitaus höhere Dämpfung als Röntgenraum und Operationsaal. Das Ausbreitungsverhalten zwischen dem MRT-Raum und dem benachbarten Raum ist in den Bildern 7.10 bis 7.12 wiederum durch Darstellung der Feldstärkeverteilung in der Trennwand veranschaulicht.

Aus den Bildern 7.10 bis 7.12 ist der Unterschied bei der Wellenausbreitung zu den zuvor simulierten Räumen klar zu erkennen. Die Leistung kann nunmehr nur noch über die Schlitze vom MRT-Raum in den benachbarten Raum koppeln. Dies macht deutlich, dass Schlitze hier eine wesentlich größere Rolle spielen als bei den anderen beiden Raumtypen. Für 300 MHz ist die Kopplung durch die Schlitze um 15 dB größer als bei den Frequenzen 42,6 MHz und 100 MHz, was zeigt, dass die Schlitze ab einer gewissen Cut-Off-Frequenz durchlässig werden.

7.2.4 Simulation bei höheren Frequenzen

In den vorangegangenen Kapiteln wurde die Funkwellenausbreitung zwischen verschiedenen Klinikräumen für Frequenzen bis 300 MHz untersucht. Um zu überprüfen, inwieweit sich die Ausbreitungsphänomene bei einem Anstieg der Frequenz verändern, wurden exemplarisch für den Röntgenraum weitere Simulationen bei einer Frequenz von 900 MHz durchgeführt. Dazu musste die räumliche Diskretisierung verfeinert werden, was eine erhebliche Vergrößerung des Speicher- und Zeitbedarfs nach sich zog. Durch eine weitere unwesentliche Verkleinerung der beiden Röntgenräume konnte erreicht werden, dass der vorhandene Hauptspeicher von 6 GB für die Simulation bei dieser Frequenz gerade noch ausreichend war.

Die Simulationen bei 900 MHz wurden wiederum bei vertikaler Polarisation durchgeführt, einmal mit zwei vertikalen Schlitzen in der Trennwand und einmal mit jeweils zwei vertikalen und zwei horizontalen Schlitzen, um den Einfluss beider Schlitzarten

zu untersuchen. Die resultierenden Raumdämpfungen ergeben sich zu 27,2 dB für die Simulation mit vertikalen Schlitzen und zu 20,3 dB für die Simulation mit vertikalen und horizontalen Schlitzen. Im Vergleich zu den Frequenzen im VHF-Band hat sich die Raumdämpfung für die Simulation mit vertikalen und horizontalen Schlitzen damit kaum verändert. Dies steht im Einklang mit dem Messergebnis zur Raumdämpfung (relativ zum Freiraum), welches über der Frequenz ebenfalls nahezu konstant bei etwa 20 dB bleibt (s. Kapitel 6.2.2).

Bei der Simulation ohne horizontale Schlitze steigt die Raumdämpfung für 900 MHz jedoch auf 27,2 dB an. Dies zeigt, dass für hohe Frequenzen die horizontalen Schlitze an Bedeutung gewinnen. Während sich bei Frequenzen im VHF-Band kaum eine Änderung der Raumdämpfung durch Hinzufügen von horizontalen Schlitzen ergab, ist bei 900 MHz schon ein deutlicher Unterschied von 6,9 dB zu verzeichnen. Ursache hierfür ist die Tendenz, dass sich die Beugung über Boden und Decke mit zunehmender Frequenz verringert, während sich gleichzeitig die Kopplung durch die Schlitze erhöht.

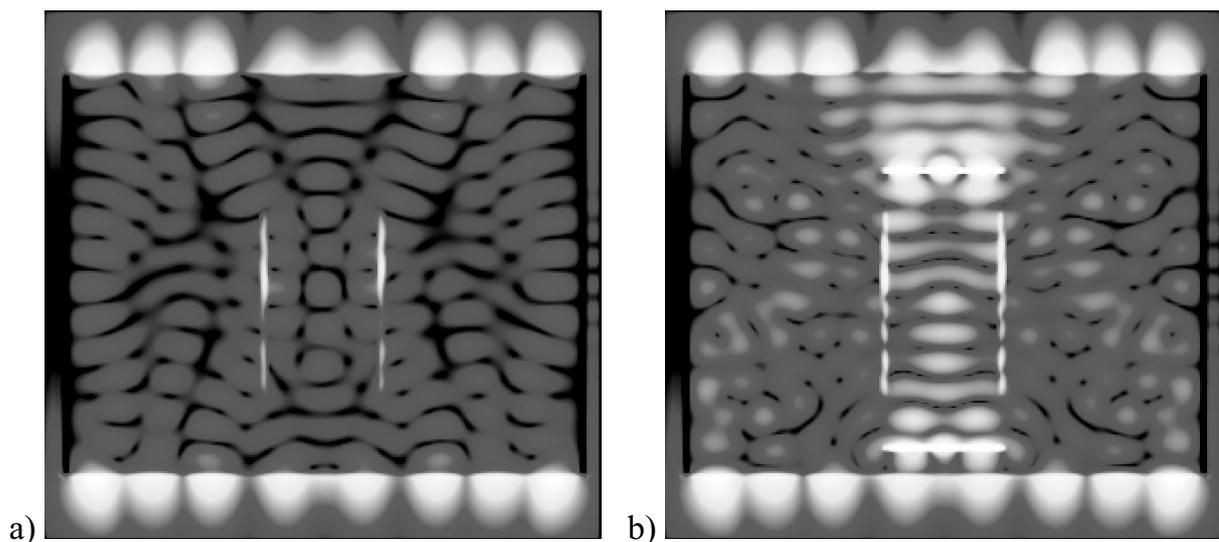


Bild 7.13 a) Feldstärkeverteilung in der Trennwand zwischen den Röntgenräumen mit vertikalen Schlitzen für 900 MHz (v-Polarisation)
b) Feldstärkeverteilung in der Trennwand zwischen den Röntgenräumen mit vertikalen und horizontalen Schlitzen für 900 MHz (v-Polarisation)

In den Bildern 7.13a und 7.13b ist die Feldverteilung für beide Berechnungen in der Trennwand zwischen den Räumen veranschaulicht. Bild 7.13a (vertikale Schlitze) gibt zu erkennen, dass die im VHF-Band beobachteten Ausbreitungsphänomene auch für 900 MHz gültig geblieben sind. Die Leistung koppelt fast ausschließlich über den Boden und die Decke in den benachbarten Raum über. In Bild 7.13b wird deutlich,

dass nun auch die horizontalen Schlitze zu einem gewissen Teil zur Ausbreitung beitragen und die Raumdämpfung verringern.

Aus der nachgewiesenen Tendenz der Ausbreitungsphänomene über den sehr großen Frequenzbereich von 42,6 MHz bis 900 MHz lässt sich auf das Verhalten für noch höhere Frequenzen bis 5,2 GHz (höchste Messfrequenz) schließen. Die Raumdämpfung bleibt durch die beiden gegenläufigen Prozesse (weniger Kopplung durch Boden und Decke – mehr Kopplung durch Schlitze) nahezu konstant bei 20 dB.

7.3 Vergleich zwischen Simulation und Messung

In diesem Kapitel werden die Simulationsergebnisse der Raumdämpfung für die einzelnen Räume mit den ausgewerteten Messdaten aus Kapitel 6.2 verglichen. Für den Vergleich wurden die Daten von Klinik I herangezogen, da in dieser Klinik die umfangreichsten Messungen stattgefunden haben und auch die Wandaufbauten mit denen der Simulation übereinstimmen. Als gemessene Raumdämpfung werden die aus der linearen Regression ermittelten Werte verwendet.

7.3.1 Röntgenraum

In Tabelle 7.7 werden die Simulations- und Messergebnisse der Raumdämpfung des Röntgenraumes einander gegenübergestellt. Es ergibt sich eine erstaunlich gute Übereinstimmung, obwohl viele Details des Raumaufbaus in der Simulation nicht berücksichtigt wurden. Diese Details sind jedoch für die Wellenausbreitung nicht von entscheidender Bedeutung, da es vornehmlich auf die Modellierung von Wand, Boden und Decke ankommt, durch welche die Ausbreitung stattfindet.

Tabelle 7.7

Vergleich von gemessener und simulierter Raumdämpfung des Röntgenraumes (in dB)

Frequenz	Messung	Simulation
42,6 MHz	20,0	19,2
100 MHz	21,0	20,8
300 MHz	22,3	23,5

Somit konnten die Messergebnisse mit Hilfe der Simulation einerseits bestätigt und die Simulationsergebnisse andererseits durch die Messungen verifiziert werden. Sowohl bei der Simulation als auch bei der Messung steigt die Raumdämpfung mit der Frequenz leicht an.

7.3.2 Operationssaal

Tabelle 7.8 zeigt die Ergebnisse von Messung und Simulation für einen Operationssaal mit CrNi-Stahl verkleideten Wänden, wie er z.B. in Klinik I aufgebaut ist. Im Gegensatz zum Röntgenraum existieren damit zwei leitende Schichten in der Trennwand, wodurch sich die Dämpfung erhöht. Außerdem hat der Operationssaal ein Stahlblech als abgehängte Decke, was dazu führt, dass weniger Leistung über die Decke in den benachbarten Raum koppelt. Die Raumdämpfung erhöht sich somit um etwa 10 dB im Vergleich zum Röntgenraum.

Tabelle 7.8

Vergleich von gemessener und simulierter Raumdämpfung des Röntgenraumes (in dB)

Frequenz	Messung	Simulation
42,6 MHz	29,3	28,0
100 MHz	30,1	29,9
300 MHz	31,0	32,5

Messung und Simulation stimmen wie auch beim Röntgenraum hervorragend überein. Die Raumdämpfung nimmt mit der Frequenz leicht zu, wobei dieser Trend bei der Simulation etwas stärker zu beobachten ist.

7.3.3 MRT-Raum

Aufgrund der EMV-Schirmung des MRT-Raumes war es für diesen Raum am schwierigsten, die Realität durch Simulationen zu beschreiben. Trotzdem konnte wiederum eine sehr gute Übereinstimmung zwischen den Messergebnissen und der Simulation erzielt werden. Tabelle 7.9 fasst die Ergebnisse zusammen.

Tabelle 7.9

Vergleich von gemessener und simulierter Raumdämpfung des MRT-Raumes (in dB)

Frequenz	Messung	Simulation
42,6 MHz	95,0	88,8
100 MHz	85,9	89,2
300 MHz	74,3	74,2

Es fällt auf, dass die Raumdämpfung bei der Messung kontinuierlich abnimmt, während sie bei der Simulation für 42,6 MHz und 100 MHz nahezu konstant bleibt und erst für 300 MHz deutlich abnimmt. Dieser Unterschied ist durch die unbekanntenen

und damit unterschiedlichen Schlitzabmessungen und -positionen des realen und simulierten Raumes zu erklären. Trotzdem ergibt sich insgesamt ein sehr gutes Ergebnis. Die Abnahme der Raumdämpfung mit der Frequenz entsteht dadurch, dass im Gegensatz zu den anderen Räumen keine Kopplung über Boden und Decke, sondern nur über Schlitze stattfinden kann. Aus diesem Grund wird auch die Raumdämpfung insgesamt um ein Vielfaches höher.

Zusammenfassend für dieses Kapitel lässt sich sagen, dass die Messergebnisse für alle drei Raumtypen sehr gut durch Simulationen bestätigt werden konnten. Durch die umfangreichen Simulationen in verschiedenen Räumen und bei verschiedenen Frequenzen konnten die Ausbreitungsphänomene nachvollzogen und verstanden werden. Das nachfolgende Kapitel hat weitere Simulationen bei höheren Frequenzen zum Inhalt.

Kapitel 8

Strahlenoptische Simulationen

Für Simulationen bei höheren Frequenzen oder für Simulationen großer Raumbereiche können numerische Methoden nur mit sehr hohem Aufwand eingesetzt werden. Aufgrund der benötigten Diskretisierung des Berechnungsvolumens ergeben sich schnell einige zehn Gigabyte Hauptspeicherbedarf und selbst auf Workstations des Modells C3600 von HP eine Rechenzeit im Wochenbereich.

Für solch umfangreiche Simulationen sind deshalb andere Berechnungsverfahren von Nöten. Für die Berechnung der Wellenausbreitung in Micro- und Piko-Zellen (Indoor-Bereich) werden überwiegend strahlenoptische Methoden verwendet, welche für hohe Frequenzen und größere Berechnungsvolumen gut geeignet sind. In der vorliegenden Arbeit wurde ein strahlenoptisches Wellenausbreitungsprogramm (IHE-Indoor) verwendet, welches am Institut für Höchsthfrequenztechnik und Elektronik (IHE) an der Universität Karlsruhe (TH) entwickelt wurde [Cic94]. Mit diesem Tool ist es möglich, komplette Kliniken ab einer Frequenz von etwa 500 MHz in einer akzeptablen Rechenzeit zu simulieren.

Bei dem verwendeten Wellenausbreitungsprogramm IHE-Indoor beschränken sich die berücksichtigten Phänomene auf die der geometrischen Optik (GO). Folglich werden der direkte Ausbreitungspfad sowie reflektierte und transmittierte Pfade berücksichtigt, jedoch keine Beugung. Die Suche der relevanten Ausbreitungswege erfolgt über ein Ray-Launching-Verfahren. Hierbei werden vom Sender ausgehend Strahlen in alle Raumrichtungen ausgesendet und solange verfolgt, bis sie ein bestimmtes Abbruchkriterium erfüllen (z.B. maximale Anzahl an Reflexionen, Transmissionen oder eine maximale Pfaddämpfung). Die Empfangsfeldstärke ergibt sich anschließend aus der Überlagerung aller empfangenen Strahlen.

Zur Auswertung der Simulationsergebnisse stehen mehrere Möglichkeiten zur Verfügung, beispielsweise eine schmalbandige Analyse zur Berechnung der Funkfelddämpfung. Hierbei kann die Funkfelddämpfung (in dB) sowohl als Resultat einer kohärenten (phasenrichtigen) Addition der Feldstärken als auch einer Leistungs-

addition (inkohärent) ermittelt werden. Das Ergebnis der Funkfelddämpfung D lässt sich in logarithmischer Darstellung schreiben als

$$\frac{D}{\text{dB}} = 10 \log \left(\frac{P_S}{P_E} \right). \quad (8.1)$$

Sie ist somit das Verhältnis von gesendeter zu empfangener Leistung, wie es sich auch aus den Messungen ergibt. Da die ungemittelten Ergebnisse der Messung aus phasenrichtiger Superposition der Feldstärken hervorgehen, wird im vorliegenden Fall die kohärente Addition der berechneten Pfade verwendet werden.

Weiterhin ist es mit IHE-Indoor möglich, das breitbandige Ausbreitungsverhalten zu untersuchen. Dazu kann zwischen einem Sende- und einem Empfangspunkt die Impulsantwort berechnet werden. Hieraus lassen sich Informationen über die einzelnen Ausbreitungspfade (Strahlen) ableiten, wie sie bei der Richtungsanalyse (Kapitel 8.3.1) benötigt werden.

8.1 Modellierung der Klinikumgebung

Zur Berechnung der Wellenausbreitung müssen zunächst die entsprechenden Gebäudedaten digitalisiert werden. Dies wurde für alle vier untersuchten Kliniken durchgeführt. In Bild 8.1 ist beispielhaft der digitalisierte Grundriss des zweiten Obergeschosses in Klinik I dargestellt. Mit IHE-Indoor können verschiedene Wandarten definiert werden, welche in Bild 8.1 durch unterschiedliche Graustufen erkennbar sind. Die Pfeile am Ende jeder Wand sind zur Festlegung der Materialfolge bei mehrfach geschichteten Wänden wichtig. Die Materialien werden durch die Größen ε' , ε'' (reelle und komplexe Permittivität), μ' , μ'' (reelle und komplexe Permeabilität) und κ (Leitfähigkeit) charakterisiert, welche durch

$$\underline{\varepsilon} = \varepsilon_0 \underline{\varepsilon}_r = \varepsilon_0 (\varepsilon' - j\varepsilon'') = \varepsilon_0 \varepsilon' - j\varepsilon_0 \varepsilon'' \tan \delta_\varepsilon - j \frac{\kappa}{\omega} \quad (8.2)$$

und

$$\underline{\mu} = \mu_0 \underline{\mu}_r = \mu_0 (\mu' - j\mu'') = \mu_0 \mu' (1 - j \tan \delta_\mu) \quad (8.3)$$

gegeben sind [Bal89]. Die dielektrischen Verluste werden dabei durch den Verlustfaktor $\tan \delta_\varepsilon$ und die Leitfähigkeit κ beschrieben, während die magnetischen Verluste durch den Verlustfaktor $\tan \delta_\mu$ bestimmt sind.

Es stellt sich nun die Frage, wie die in den Kliniken vorkommenden Wandsysteme effizient modelliert werden können. Wie in Kapitel 2 gezeigt wurde, bestehen die

Wände aus vielen einzelnen Teilen (Profilstützen, Kabel, Rohre, etc.), welche die Wandstruktur extrem inhomogen machen. Da die genaue Position dieser Wandbestandteile nicht bekannt ist, ist es nicht möglich, die Wände exakt zu simulieren. Dies wäre jedoch selbst bei vollständiger Kenntnis des Wandaufbaus nicht sinnvoll, denn der Digitalisierungsaufwand wäre schon für einen einzigen Raum immens und für eine komplette Klinik kaum zu realisieren. Hinzu kommt, dass z.B. die Profilstützen kleinere Abmessungen als die Wellenlänge besitzen und daher nicht strahlenoptisch berechnet werden können.

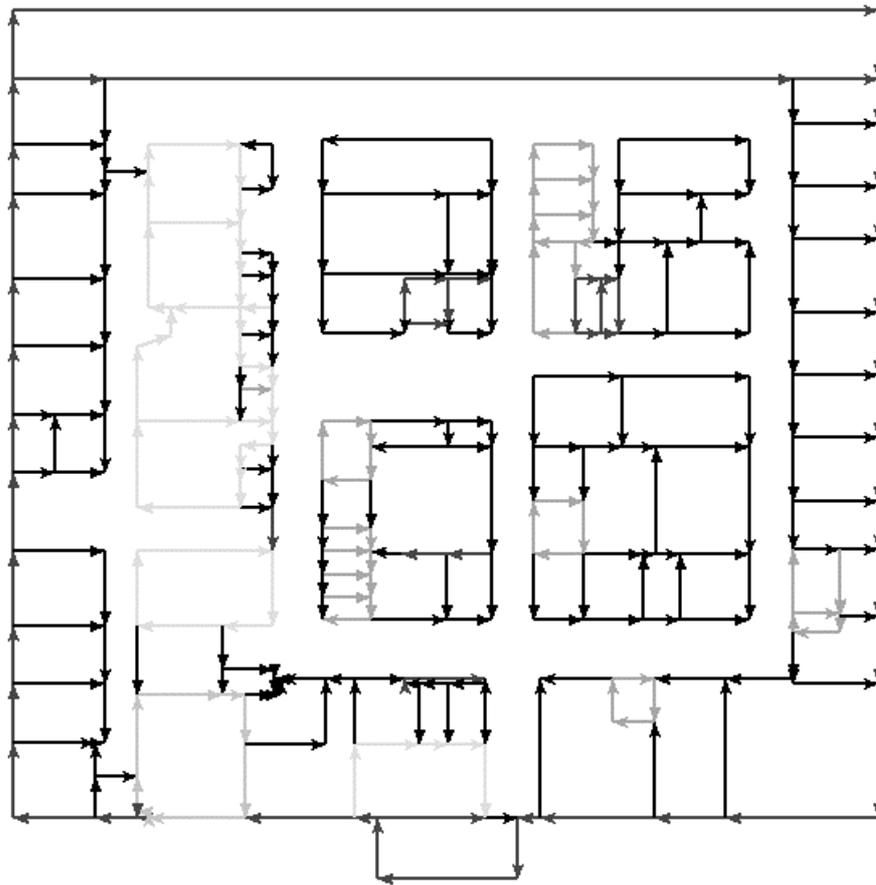


Bild 8.1 Digitalisierung des zweiten Obergeschosses von Klinik I mit IHE-Indoor

Aus diesen Gründen ist es sinnvoll, die Klinikwände durch homogen geschichtete Ersatzwände zu beschreiben [Hol97]. Dies bedeutet, dass die Wände als mehrfach geschichtetes Medium modelliert werden, welches sich im Mittel genauso wie die reale Wand verhält. Mehrfach geschichtete Medien können strahlenoptisch problemlos modelliert werden [Bal89]. Für jedes einzelne Material müssen dabei die Permittivität, die Permeabilität sowie die Leitfähigkeit bekannt sein. Die Bestimmung dieser Materialparameter ist Gegenstand des nächsten Kapitels.

8.2 Bestimmung der Materialparameter

8.2.1 Materialparameter aus der Literatur

Der zunächst nahe liegende Ansatz ist, die Wände gemäß ihrem Schichtaufbau zu modellieren (z.B. „Gipskarton – Mineralwolle – Gipskarton“ für eine Gipskartonständerwand) und dabei Wandeinbauten wie Profilstützen usw. zu vernachlässigen. Die entsprechenden Parameter können der Literatur entnommen werden [Afs84, Whi90, Hip95, Cui99, Dal00].

Für gewöhnliche Wände mit dielektrischen Materialien ist diese Vorgehensweise relativ problemlos. Ein großes Problem ergibt sich jedoch für Wände, die flächiges Metall im Wandaufbau besitzen. Dies sind z.B. Röntgenräume mit Bleischirmung, Operationssäle mit einer CrNi-Stahl verkleideten Oberfläche oder EMV geschirmte Räume. Es wird schnell ersichtlich, dass sich durch das flächige Metall im Modell theoretisch ideal geschirmte Räume ergeben würden, und somit die Realität auf diese Weise nicht beschrieben werden kann. Tabelle 8.1 zeigt die Leitfähigkeiten der in den Wänden vorkommenden Metalle, wie man sie z.B. aus [Ber92] entnehmen kann.

Tabelle 8.1

Aus der Literatur entnommene Leitfähigkeiten für flächige Metalle im Wandaufbau

Metall	κ (S/m)
Blei	$4,7 \cdot 10^6$
CrNi-Stahl	$9,1 \cdot 10^5$
Kupfer	$6,0 \cdot 10^7$

Die unterschiedlichen Leitfähigkeiten der Metalle in Tabelle 8.1 machen sich im realen Wandaufbau nicht bemerkbar, da die Schichtdicken ohnehin größer als die Eindringtiefe sind (s. Kapitel 4.1). Die Ausbreitung der elektromagnetischen Wellen erfolgt durch geeignete Koppelstellen in den Wänden, Böden und Decken. Da diese für eine strahlenoptische Simulation jedoch als homogen geschichtete Medien modelliert werden müssen, sind diese Ausbreitungswege nicht mehr vorhanden. Deshalb wurden anhand der Messungen geeignete Parameter für die Materialschichten ermittelt. Die Vorgehensweise bei dieser Parameterbestimmung wird im nächsten Kapitel erläutert.

8.2.2 Auf Messungen basierte Parameterbestimmung

Um die verschiedenen Klinikwände strahlenoptisch simulieren zu können, müssen geeignete Schichtmodelle parametrisiert werden. Wie bereits erwähnt, liegt die

Schwierigkeit dabei vor allem bei den metallisch verkleideten und geschirmten Wänden.

Ausgangspunkt der Parameterbestimmung waren zunächst die Materialparameter der einzelnen Schichten, wie sie der Literatur entnommen werden können (s. Kap. 8.2.1). Für die metallischen Schichten müssen die Materialparameter nun jedoch so bestimmt werden, dass das Ergebnis der Simulationen möglichst genau das Dämpfungsverhalten der realen Wände widerspiegelt. Dazu werden die Messanordnungen (Position und Ausrichtung der Antennen im Raum) in der Simulation genau nachgebildet.

8.2.2.1 Parameterbestimmung anhand gemessener Wanddämpfungen

Die Parameterbestimmung erfolgte im ersten Schritt über den Vergleich mit Messergebnissen zur Wanddämpfung, bei welchen die reinen Dämpfungswerte typischer Klinikwände ermittelt wurden (s. Kap. 5). Bei diesen Messungen wurde aufgrund der ausgeprägten Richtwirkung der verwendeten Hornantennen die Wand nur lokal betrachtet, wie es zur Bestimmung von Wanddämpfungen üblich ist [Saf02]. Zur Parameterermittlung für die Simulation wurde dieses Messszenario entsprechend nachgestellt (Messaufbau s. Kap. 3.3.1). Die Antennendiagramme der verwendeten Hornantennen wurden mit FEKO simuliert und im Simulationsprogramm eingelesen.

An dieser Stelle sei nochmals erwähnt, dass die Materialparameterbestimmung nur bezüglich der Wand als homogenes Gesamtobjekt vorgenommen werden kann und somit nach der Bestimmung keine Rückschlüsse auf Parameter der Einzelmaterialien möglich ist. Im Folgenden wird nun die Vorgehensweise zur Bestimmung der neuen Parameter anhand zweier unterschiedlicher Beispiele (Gipskartonständerwand, Wand des MRT-Raumes) näher erläutert.

Für die *Gipskartonständerwand* in Kranken- und Behandlungszimmern ergab sich bei der Simulation bei 2,45 GHz eine geringfügig zu niedrige Dämpfung von 3,8 dB (Messung durchschnittlich 5,6 dB). Bei der Betrachtung der Materialparameter der Wandschichten (Gipskarton – Mineralwolle – Gipskarton) wird erkennbar, dass in der ganzen Wand die Leitfähigkeit $\kappa = 0$ beträgt. Dies stimmt, in Anbetracht der in der Wand vorhandenen Profilstützen, Rohre usw., nicht mit der Realität überein. Deshalb wurde in diesem Fall die Leitfähigkeit der Zwischenschicht (Mineralwolle), in welcher diese Wandeinbauten untergebracht sind, etwas erhöht, wobei sich eine Leitfähigkeit von $\kappa = 0,03$ S/m ergab.

Bei der Simulation der *MRT-Wand* wurde zunächst die maximal eingestellte zulässige Dämpfung von 140 dB im Simulationsprogramm überschritten. Der entsprechende Messwert beträgt im Mittel grob 90 dB. Die große Differenz kommt von der hohen Leitfähigkeit der homogenen Kupferschicht mit $\kappa = 6 \cdot 10^7$ S/m. Die in der Realität

vorliegende Wandstruktur würde eine wesentlich höhere Güte zum Erreichen der gleichen Schirmwirkung benötigen. Um die simulierte Wanddämpfung auf den Wert der Messung zu eichen, muss eine Erniedrigung der Leitfähigkeit für die homogene Wand erfolgen. Nach Optimierung der Leitfähigkeit von Kupfer auf einen Wert von $\kappa = 75 \cdot 10^3$ S/m für 2,45 GHz konnte die gemessene Dämpfung näherungsweise durch die Simulation nachgebildet werden.

Für die übrigen Wände war die Vorgehensweise analog, um die homogenen Ersatzwände für die Simulation zu parametrisieren. In einem weiteren Schritt werden im nächsten Kapitel nun die Raumdämpfungen als Grundlage für die Parameterbestimmung verwendet, um anschließend in Kapitel 8.3 die Unterschiede zwischen den Ergebnissen von Wand- und Raumdämpfung zu studieren.

8.2.2.2 Parameterbestimmung anhand gemessener Raumdämpfungen

In diesem zweiten Schritt erfolgt die Parameterbestimmung über den Vergleich mit den Messergebnissen zur Raumdämpfung, welche die Dämpfungseigenschaft des Raumes als Gesamtheit betrachtet, d.h. unter Einbeziehung aller möglichen Ausbreitungspfade zwischen zwei benachbarten Räumen. Die Messungen zur Raumdämpfung wurden bei den Frequenzen 42,6 MHz, 100 MHz, 300 MHz, 600 MHz, 900 MHz, 1800 MHz, 2,45 GHz und 5,2 GHz durchgeführt (s. Kap. 3.3.2). Mit einem strahlenoptischen Simulationstool können jedoch die drei Frequenzen unter 600 MHz aufgrund der großen Wellenlänge ($\lambda = 1$ m für 300 MHz) nicht mehr simuliert werden, weshalb im Folgenden nur die fünf Frequenzen ab 600 MHz betrachtet werden.

Zur Parameterermittlung für die Simulation wurde auch in diesem Fall das Messszenario der Realität entsprechend nachgestellt (Messaufbau s. Kap. 3.3.2). Die verwendeten Antennen wurden in der Simulation durch $\lambda/2$ -Strahler nachgebildet. Diese Modellierung liefert in grober Näherung eine gute Übereinstimmung mit den realen Antennenrichtcharakteristiken der Kegelantennen (vgl. Kapitel 3.2.3). $\lambda/2$ -Strahler sind im Simulationsprogramm als Standard enthalten. Als Modell für den Drehtisch wurde ein Kreis mit einem Radius von 30 cm verwendet, auf welchem 20 Empfangspunkte verteilt wurden. Diese 20 Dämpfungswerte wurden dann analog zu den Messungen ausgewertet, d.h. es wurden Mittelwert, Maximum, Minimum, Standardabweichung und Streuung der Messpunkte bestimmt.

Die Parameterbestimmung erfolgte durch Optimieren der Materialparameter zur möglichst korrekten Nachbildung der messtechnisch ermittelten Raumdämpfungswerte (kleinste Standardabweichung „least mean square“). Dazu wurden zahlreiche Simulationen durchgeführt und jeweils die Simulationsergebnisse der einzelnen Messpunkte des betreffenden Raumes mit den Messergebnissen für alle fünf Frequenzen verglichen.

Bei den ersten Simulationen, bei denen als Startwerte die Materialparameter aus Kapitel 8.2.2.1 (Wanddämpfung) verwendet wurden, ergaben sich teilweise deutlich zu hohe Dämpfungswerte verglichen mit den Messungen. Besonders deutlich waren diese Abweichungen bei den Röntgen-, MRT- und OP-Wänden zu erkennen (s. Bild 8.3). Dies lässt sich dadurch erklären, dass die Wellenausbreitung in diesem Fall nicht direkt durch die Wand stattfindet, wie es bei der Wanddämpfung gemessen wurde. Es standen andere Ausbreitungspfade im Vordergrund (s. Kap. 4.3), die beispielsweise durch spezielle Inhomogenitäten der Wand entstehen (Türen, Steckdosen, etc.) und bei der Wanddämpfung nicht berücksichtigt wurden. Die Anpassung bei der Wanddämpfung wurde bzgl. des Direktpfades vorgenommen, wodurch sich aufgrund der fehlenden zusätzlichen Ausbreitungspfade ein zu hohes Dämpfungsverhalten (verglichen mit der Raumdämpfung) ergibt.

Bei den Simulationen der Gipskartonständerwände in Krankenzimmern und Behandlungsräumen ergaben sich hingegen nur geringe Abweichungen (s. Bild 8.2). Bei der Messung zur Richtungsanalyse wurde für diese Wände die Direktverbindung als Hauptausbreitungspfad nachgewiesen (s. Kap. 4.2), andere Ausbreitungspfade stehen im Hintergrund. Somit ergibt sich in diesem Fall für die Raumdämpfung in etwa die gleiche Dämpfung wie für die Wanddämpfung.

Bei den Messungen zur Raumdämpfung wurde der Drehtisch mit der Empfangsantenne nicht nur in benachbarten Räumen positioniert, sondern auch für jeweils 2-3 Messungen innerhalb desselben Raumes, um Aussagen über das Reflexionsverhalten der Wände zu erhalten (s. Kap. 6.3). Diese Messungen wurden dazu verwendet, um die Materialparameter auch für Simulationen innerhalb des Raumes zu optimieren und damit das Reflexionsverhalten ebenfalls korrekt zu beschreiben. Dazu mussten neben der Leitfähigkeit κ auch die Parameter ε' und ε'' (reelle und komplexe Permittivität) variiert werden. Durch eine Veränderung von ε' lassen sich die innerhalb der Wand vorkommenden Mehrfachreflexionen zwischen den einzelnen Materialschichten verringern oder verstärken, während ε'' für die Verluste innerhalb der Wand verantwortlich ist.

Insgesamt betrachtet konnte die genaueste Parameterbestimmung für die Gipskartonständerwand erreicht werden. Wände mit Metallbestandteilen zeigen eine etwas größere Standardabweichung zwischen Simulation und Messung. Daraus lässt sich folgern, dass sich die in der Simulation nicht berücksichtigten Wandinhomogenitäten (Öffnungen, Schlitz) in den gut schirmenden Wänden deutlich stärker bemerkbar machen, als in Wänden mit geringer Schirmwirkung. Es ergeben sich somit bei der Modellierung gut schirmender Wände durch die Annahme einer homogenen Wand größere Abweichungen als bei Wänden mit geringerer Schirmwirkung. Trotzdem konnte abgesehen von wenigen Ausnahmen eine gute Übereinstimmung der

charakteristischen Größen wie mittlere Dämpfung, Standardabweichung und Differenz zwischen Maxima und Minima erreicht werden. Die Endergebnisse der Materialparameterbestimmung für die verschiedenen Raumtypen und Kliniken sind in Anhang A zusammengefasst.

8.2.3 Auswirkungen der neu ermittelten Materialparameter

Um die Veränderungen deutlich zu machen, welche sich bezüglich der Funkfelddämpfung durch die neu ermittelten Materialparameter ergeben, werden in diesem Kapitel zwei flächige Simulationen einander gegenübergestellt. Die Simulation findet im zweiten OG von Klinik I statt. Als Antenne wird ein horizontal polarisierter Hertzscher Dipol bei einer Frequenz von 900 MHz verwendet und in einem Behandlungszimmer positioniert (Gipskartonständerwände). Die Anzahl der zu berücksichtigenden Transmissionen und Reflexionen wurde in der Summe auf 20 beschränkt und die maximal zulässige Dämpfung pro Pfad auf 120 dB limitiert. Die Simulation erfolgte zunächst mittels der Materialparameter aus der Literatur (Kapitel 8.2.1), und anschließend unter Verwendung der auf der Raumdämpfung basierten neu bestimmten Parameter (Kapitel 8.2.2.2, Anhang A).

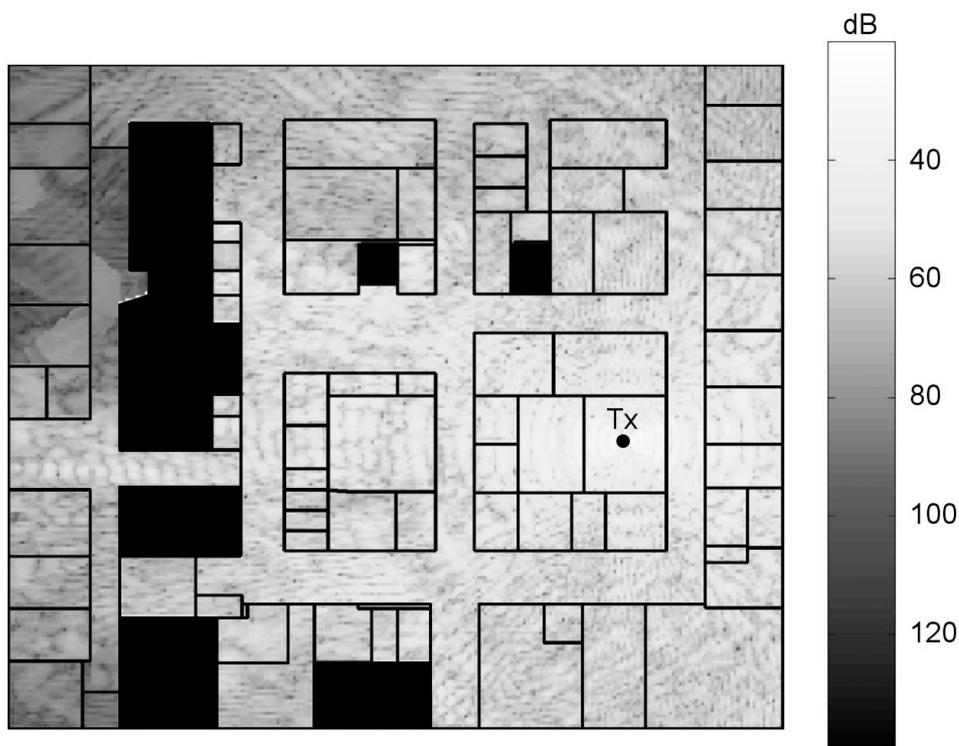


Bild 8.2 Textur der Funkfelddämpfung im zweiten OG in Klinik I mit ursprünglichen Materialparametern (Kapitel 8.2.1)

Das Ergebnis der Berechnung der Funkfelddämpfung anhand der unveränderten Parameterwerte (wie in Kapitel 8.2.1 beschrieben) ist in Bild 8.2 zu sehen. Für die

Räume mit metallbeschichteten Wänden (MRT-, Röntgen- und CT-Räume im linken Bereich des Bildes) ergibt sich eine nahezu ideale Schirmung, welche durch die homogenen Metallschichten verursacht wird. In diesen Räumen werden die im Programm vorgegebenen Abbruchkriterien erfüllt (zu hohe Pfaddämpfung oder zu viele durchlaufene Reflexionen), was zu den schwarzen Flächen in Bild 8.2 führt, in denen keine Feldstärke bestimmt werden konnte. Es fällt weiter auf, dass die Gipskartonwände kaum eine Dämpfung verursachen, denn es sind nahezu keine Veränderungen der Feldstärke an den Wandübergängen erkennbar.

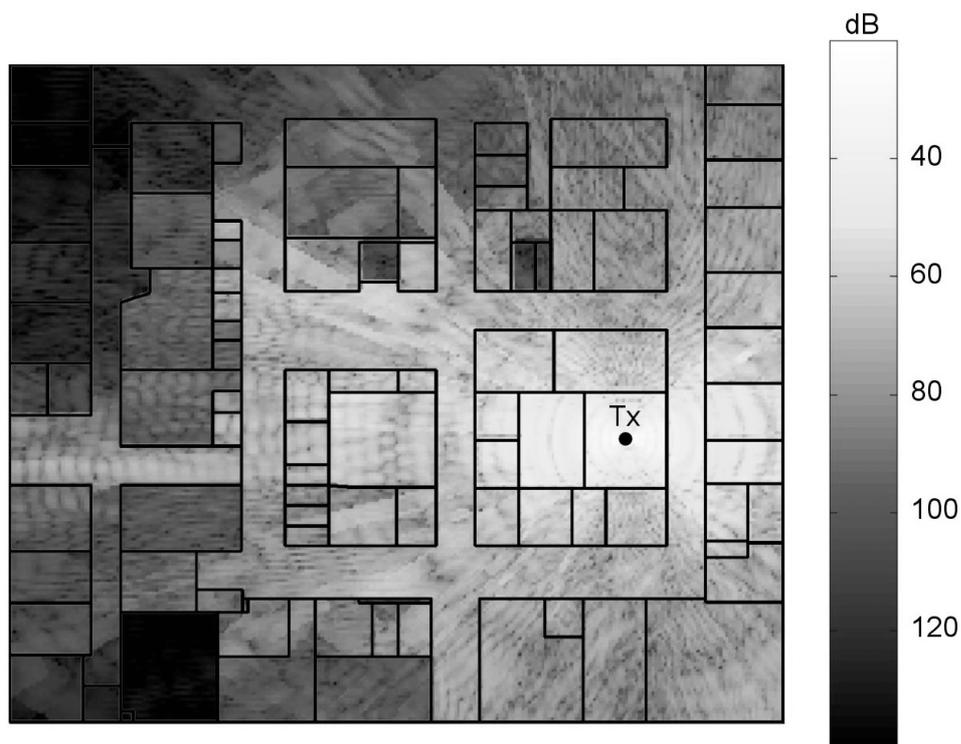


Bild 8.3 Textur der Funkfelddämpfung im zweiten OG von Klinik I nach Bestimmung der neuen Materialparameter (Kapitel 8.2.2.2)

Bild 8.3 zeigt zum Vergleich die Funkfelddämpfung, wie sie sich aus der Simulation mit den neu ermittelten Materialparametern nach Kapitel 8.2.2.2 ergibt. Die schwarzen Flächen aus Bild 8.2 sind verschwunden, d.h. die Funkfelddämpfung kann nun für alle Räume berechnet werden. Die Dämpfung der Wände mit Metallschichten ist, verglichen mit den Gipskartonwänden, wesentlich höher, wodurch auch die Feldstärke in den dahinter liegenden Räumen stark abgeschwächt wird. Die Gipskartonwände, deren Dämpfung durch die Parameterbestimmung geringfügig erhöht wurde, reduzieren die Feldstärke zusätzlich, was sich durch das insgesamt dunklere Interferenzmuster bemerkbar macht. Die Simulation mit den neuen Materialparametern liefert somit wesentlich bessere Ergebnisse und gewinnt deutlich an

Plausibilität. Ein detaillierter Vergleich zwischen Messung und Simulation erfolgt im nächsten Kapitel.

8.3 Vergleich zwischen Simulation und Messung

In den folgenden Unterkapiteln wird die Leistungsfähigkeit strahlenoptischer Simulationen auf Grundlage der oben bestimmten Materialparameter untersucht. Dabei werden die Simulationen mit den Ergebnissen der Messungen jeweils für Raumdämpfungen, Richtungsanalysen und Flächenanalysen gegenüber gestellt.

8.3.1 Raumdämpfung

Das Prinzip und die Vorgehensweise zur messtechnischen Bestimmung der Raumdämpfung wurde bereits im obigen Kapitel 8.2.2.2 sowie bei der Auswertung der Messungen in Kapitel 6 erläutert. In diesem Kapitel wird nun die Raumdämpfung der verschiedenen Raumtypen für Frequenzen von 600 MHz bis 5,2 GHz strahlenoptisch simuliert und mit den entsprechenden Messungen verglichen. Dabei werden die in Kapitel 8.2.2 gewonnenen Materialparameter eingesetzt. Bild 8.4 zeigt dazu ein Szenario mit den Positionen der Sendepunkte (Tx) und des Empfangspunktes (Rx) für Simulation und Messung der Raumdämpfung in einem Behandlungsraum (Gipskartonständerwände) in Klinik I mit den zugehörigen Ergebnissen.

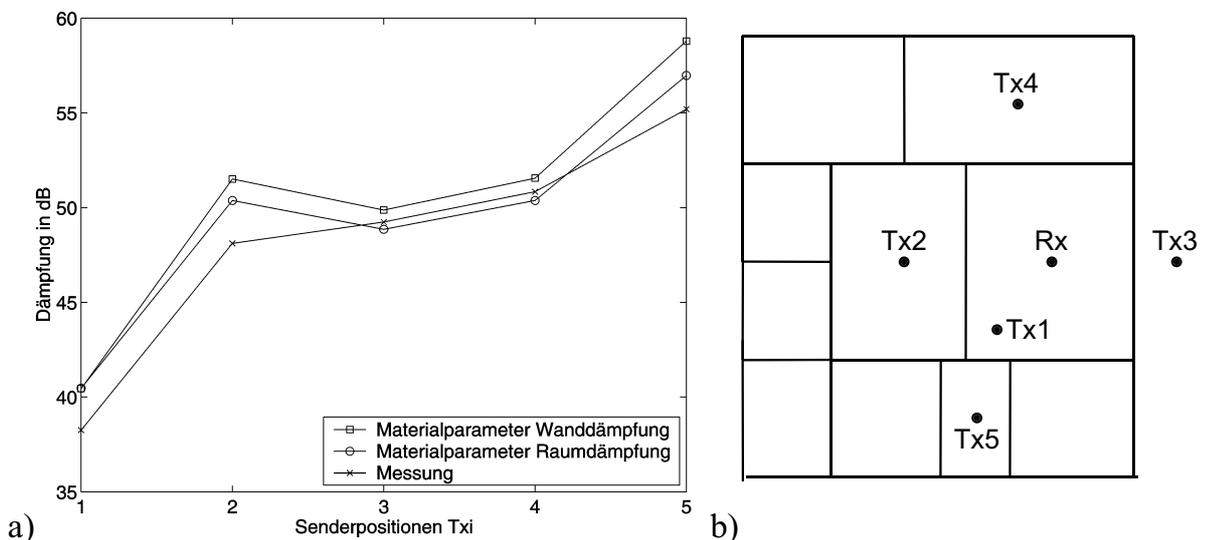


Bild 8.4 a) Messung und Simulation der Raumdämpfung bei 1800 MHz in einem Behandlungsraum (Gipskartonständerwände) in Klinik I. Quadrate: Materialparameter nach Kap. 8.2.2.1 (Wanddämpfung), Kreise: Materialparameter nach Kap. 8.2.2.2 (Raumdämpfung), Kreuze: Messung.
b) Lage des Empfangspunktes (Rx) und der Sendepunkte (Tx1-Tx5)

Der Sendepunkt Tx1 liegt im selben Raum wie der Empfangspunkt, während die anderen vier Sendepunkte in benachbarten Räumen liegen. Es ist zunächst allgemein zu erkennen, dass sowohl die Simulationsergebnisse für die Parameterbestimmung basierend auf den Wanddämpfungen (Kapitel 8.2.2.1) als auch die Simulationsergebnisse basierend auf der Raumdämpfung (Kapitel 8.2.2.2) sehr gut mit den Messergebnissen übereinstimmen. Dies liegt, wie schon im letzten Kapitel erwähnt, daran, dass bei den Gipskartonständerwänden die Ausbreitung der elektromagnetischen Wellen direkt durch die Wand stattfinden kann, genauso wie es bei der Wanddämpfung gemessen wird.

Die genauere Betrachtung von Bild 8.4 zeigt, dass der Messpunkt Tx1 mit ca. 40 dB wie erwartet die kleinste Dämpfung aufweist, da dieser mit Rx im selben Raum liegt. Die umliegenden Messpunkte Tx2, Tx3 und Tx4 besitzen eine Dämpfung um ca. 50 dB, während bei Tx5 aufgrund des etwas abgelegenen Raumes eine etwas höhere Dämpfung von ca. 55 dB auftritt.

Bild 8.5 zeigt einen entsprechenden Vergleich von Simulation und Messung für jeweils beide Parameterbestimmungen (nach 8.2.2.1 und 8.2.2.2) anhand eines Operationssaals in Klinik I mit CrNi-Stahl verkleideten Wänden. Bild 8.5 zeigt außerdem die Lage des Empfangspunktes Rx und die der Sendepunkte Tx, wobei Tx1 bis Tx3 innerhalb desselben Raums wie Rx liegen und Tx4 bis Tx13 in benachbarten Räumen. Die doppelte schmale Abtrennung in den beiden Operationssälen ist aufgrund von Einbauten (Wandschränke, etc.) an dieser Wandseite bedingt.

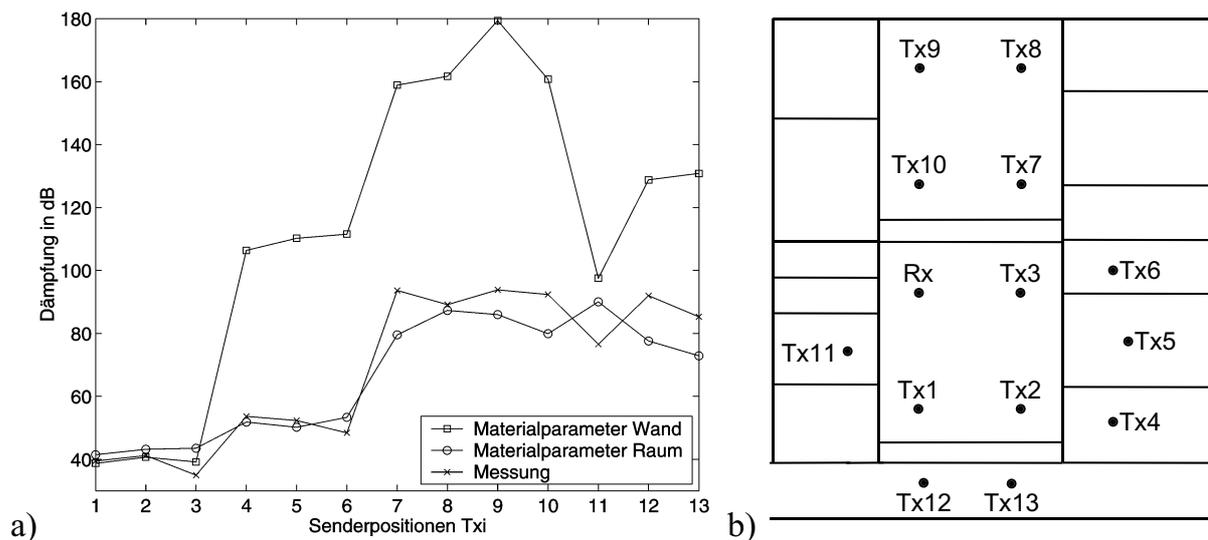


Bild 8.5 a) Messung und Simulation der Raumdämpfung bei 1800 MHz in einem Operationssaal (CrNi-Stahl-Verkleidung) in Klinik I. Quadrate: Materialparameter nach Kap. 8.2.2.1 (Wanddämpfung), Kreise: Materialparameter nach Kap. 8.2.2.2 (Raumdämpfung), Kreuze: Messung.
 b) Lage des Empfangspunktes (Rx) und der Sendepunkte (Tx1-Tx13)

Im Gegensatz zu Bild 8.4 (Behandlungsraum mit Gipskartonständerwänden) ist in Bild 8.5 deutlich zu erkennen, dass die Simulation mit der ersten Parameterbestimmung auf Grundlage der Wanddämpfung (Kurve mit Quadraten in Bild 8.5) zu starken Abweichungen in Bezug auf die Messergebnisse führt. Während die Dämpfung an den drei Punkten Tx1-Tx3 innerhalb des Raumes noch mit der Messung übereinstimmt, liegt die Differenz zwischen Simulation und Messung bei den Punkten Tx4-Tx13 im Bereich von 40 dB bis zu 80 dB. Weitere Simulationen in anderen Räumen mit ebenfalls metallisch geschirmten Wänden (Röntgenraum, MRT-Raum) führen zu ähnlichen Differenzen.

Dieses Ergebnis zeigt deutlich, dass die Parameterbestimmung auf Grundlage der Wanddämpfung bei derartigen Raumtypen nicht zum Erfolg führt. Der Grund hierfür ist, wie bereits in Kapitel 8.2.2.2 ausführlich beschrieben, das Ausbreitungsverhalten der elektromagnetischen Wellen. Diese können bei geschirmten Wänden nicht direkt durch die Wand transmittieren, sondern müssen Umwege über Öffnungen und Schlitze gehen, weshalb es zu Unterschieden zwischen Wand- und Raumdämpfung kommt.

Die Simulation mit der zweiten Parameterbestimmung, basierend auf der Raumdämpfung, zeigt jedoch wiederum eine sehr gute Übereinstimmung mit den Messergebnissen. Sowohl die Dämpfung innerhalb des Raumes (Tx1-Tx3) als auch die Dämpfung zu den benachbarten Räumen (Tx4-Tx13) wird sehr gut simuliert. Wiederum ist die Dämpfung innerhalb des Operationssaales erwartungsgemäß mit ca. 40 dB am geringsten (und damit in etwa genauso hoch wie im Behandlungsraum). Die Dämpfung bei den Punkten Tx4 bis Tx6 beträgt im Vergleich zu den anderen Punkten nur etwa 50 dB, was daher rührt, dass sich zwischen diesen Räumen (Ein- und Ausleitungsräume) und dem Operationssaal Fenster befinden, welche eine große Öffnung in der CrNi-Stahl-Verkleidung bewirken. Die übrigen Messpunkte weisen mit Werten um ca. 80 bis 90 dB eine sehr hohe Funkfelddämpfung auf, da in diesen Wandteilen keine Fenster oder sonstige größere Öffnungen vorhanden sind.

Bei den folgenden zwei Vergleichen zwischen Simulation und Messung werden die Simulationsergebnisse mit den Materialparametern auf Grundlage der Wanddämpfung (Bestimmung nach Kap. 8.2.2.1) nicht mehr betrachtet, da diese für Räume mit metallischen Wänden wie oben gezeigt zu falschen Ergebnissen führen.

Der Vergleich in Bild 8.6 zeigt die gemessene und simulierte Funkfelddämpfung für einen Operationssaal mit CrNi-Stahl-Verkleidung und Bleischirmung (Klinik III) bei den Frequenzen 900 und 2450 MHz. Weiterhin ist in Bild 8.6 die Lage der Sende- und Empfangspunkte zu sehen, wobei Rx_i der Empfangspunkt für Messungen innerhalb des Raumes (Sendepunkte Tx1-Tx3) und Rx_a entsprechend der Empfangspunkt für Messungen außerhalb des Raumes (Sendepunkte Tx4-Tx7) ist.

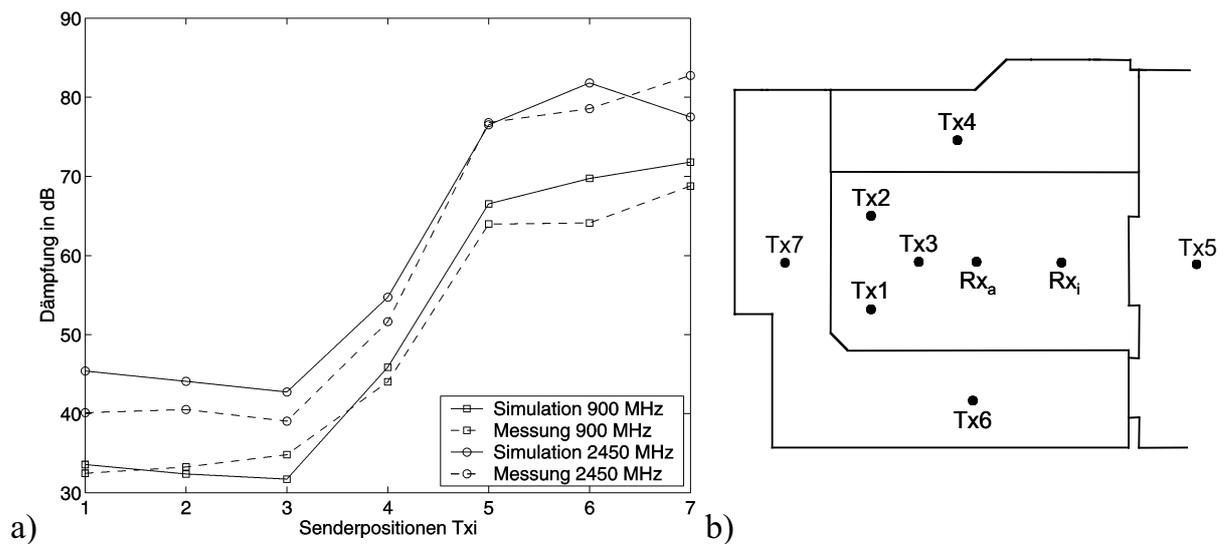


Bild 8.6 a) Messung und Simulation der Raumdämpfung bei 900 und 2450 MHz in einem Operationssaal (CrNi-Stahl-Verkleidung und Bleischirmung) in Klinik III
b) Lage der Empfangspunkte (Rx) und der Sendepunkte (Tx)

Sowohl für die Frequenz 900 MHz als auch für 2450 MHz stimmen Messung und Simulation der Funkfelddämpfung sehr gut überein. Für die Messpunkte 1-3 befinden sich Sende- und Empfangspunkt jeweils im selben Raum, weshalb hier die Dämpfung am niedrigsten ausfällt. In der Wand zu Messpunkt 4 befindet sich ein Beobachtungsfenster, welches an dieser Stelle zu einer deutlich geringeren Dämpfung führt, als es bei den übrigen Messpunkten 5-7, die sich in benachbarten Räumen befinden, der Fall ist. Für den Vergleich in Bild 8.6 wurde dieses Fenster bei der Simulation in die Wand integriert. Eine Simulation ohne Fenster führt zu einer großen Abweichung zwischen Simulation und Messung an diesem Punkt.

Bei den Punkten 5-7 beträgt die Dämpfung für 900 MHz etwa 70 dB und für 2450 MHz etwa 80 dB, was angesichts der kurzen Entfernung von 4-5 m zwischen Sende- und Empfangspunkt einen sehr hohen Wert darstellt und von der CrNi-Stahl-Verkleidung mit zusätzlicher Bleischirmung verursacht wird. Allgemein ist auch bei den anderen Messpunkten die Dämpfung für die Frequenz 2450 MHz höher als für 900 MHz.

Als letzten Vergleich zeigt Bild 8.7 die Messung und Simulation der Funkfelddämpfung in und um einem Röntgenraum mit aus Blei geschirmten Wänden (in Klinik II). Exemplarisch sind wieder die beiden Frequenzen 900 MHz und 2450 MHz herausgegriffen. Zusätzlich zu den Messpunkten innerhalb und außerhalb des Röntgenraumes sind im Diagramm in Bild 8.7 noch zwei stockwerksübergreifende Messpunkte (8 und 9) zur Bestimmung der Decken- bzw. Bodendämpfung enthalten. Punkt 8

befindet sich dabei im Stockwerk überhalb und Punkt 9 im Stockwerk unterhalb des Röntgenraumes.

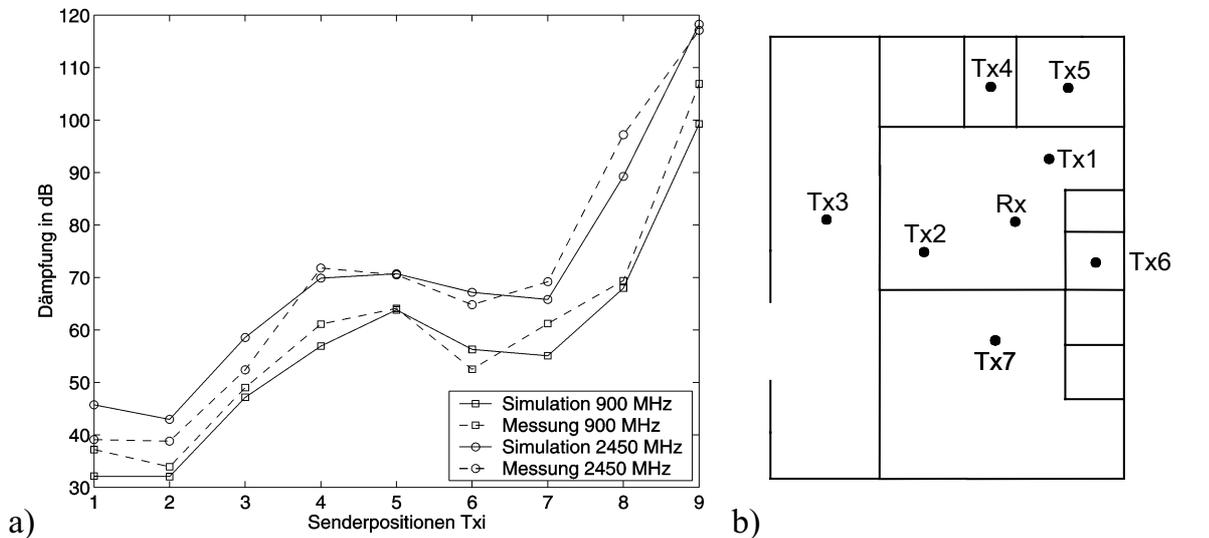


Bild 8.7 a) Messung und Simulation der Raumdämpfung bei 900 und 2450 MHz in einem Röntgenraum (Bleischirmung) in Klinik II
b) Lage der Empfangspunkte (Rx) und der Sendepunkte (Tx)

Die Funkfelddämpfung innerhalb des Raumes (Tx1, Tx2) ist bei beiden Frequenzen wiederum deutlich kleiner als bei den restlichen Messpunkten. In der Wand hin zu Messpunkt Tx3 befindet sich ein Beobachtungsfenster, welches zwar auch einen der Wand entsprechenden Bleigleichwert besitzt, jedoch einen ca. 15 cm breiten Spalt am oberen Ende des Fensters zur Wand hin offen lässt, um während der Röntgenuntersuchung Sprechkontakt mit dem Patienten halten zu können. Aus diesem Grund fällt die Dämpfung an Punkt Tx3 etwas niedriger aus. Auch hier wurde diese Öffnung in der Simulation berücksichtigt. Weiter auffällig ist die hohe Dämpfung an den Messpunkten 8 und 9, welche stockwerksübergreifend durchgeführt wurden. Im Gegensatz zum Aufbau der Decke (Messpunkt 8) ist im Bodenaufbau eine zusätzliche Stahlblechwanne enthalten (angehobener Fußboden mit Installationszwischenraum), welche eine höhere Dämpfung an Messpunkt 9 bewirkt.

Wie es auch schon in Bild 8.6 der Fall war, ist die Dämpfung bei der Frequenz 2450 MHz höher als bei 900 MHz. Diese Differenz steigt mit zunehmender Dämpfung leicht an. Für beide Frequenzen ergibt sich eine sehr gute Übereinstimmung von Simulation und Messung.

Zusammenfassend für dieses Kapitel lässt sich sagen, dass die Messergebnisse zur Raumdämpfung durch die strahlenoptischen Simulationen im Frequenzbereich von 600 MHz bis 5,2 GHz für alle Raumtypen sehr gut beschrieben werden können. Nach dieser erfolgreichen Simulation der Funkfelddämpfung wird im nächsten Kapitel

untersucht, ob es auch möglich ist, die genauen Ausbreitungspfade simulativ zu beschreiben.

8.3.2 Richtungsanalyse

Der Messaufbau und die Ergebnisse der Messungen bei der Richtungsanalyse wurden in den Kapiteln 3.3.1 bzw. 4.2 und 4.3 beschrieben. Es stellt sich die Frage, in wie weit diese richtungsaufgelösten Messungen durch Simulationen mit den obig bestimmten Materialparametern reproduziert werden können. Zur Beantwortung dieser Frage sind lediglich die Hauptausbreitungspfade mit wenigen Interaktionen von Interesse, da diese den wesentlichen Anteil zur Gesamtfeldstärke ausmachen.

Die Sendeantenne (Doppelkegel) wurde in der Simulation durch einen $\lambda/2$ -Dipol hinreichend genau nachgebildet, während die sich drehende Hornantenne durch einen omnidirektionalen Kugelempfänger ersetzt wurde. Da in dieser Untersuchung nicht der Vergleich der absoluten Dämpfungswerte im Vordergrund steht, sondern nur die Einfallrichtungen der stärksten Pfade von Interesse sind, ist eine korrekte Nachbildung der Richtcharakteristik der Hornantenne nicht notwendig. Die Verwendung eines omnidirektionalen Kugelempfängers ist hingegen sogar vorteilhaft, denn damit kann über eine richtungsaufgelöste Kanalimpulsantwort (CIR – Channel-Impulse-Response) sowohl die Stärke als auch die Richtung der einfallenden Pfade über den gesamten Raumwinkel direkt bestimmt werden.

Bei der Messung wurden die Ausbreitungspfade für zwei vertikal polarisierte Antennen untersucht. Daher erfolgte die Auswertung der Simulationsergebnisse ebenfalls nur für die Werte der $\theta\theta$ -Komponente der errechneten Feldstärke. Mit Hilfe eines MATLAB[®]-Programms wurden die drei stärksten Pfade ermittelt und ihre entsprechenden Einfallswinkel am Empfänger bestimmt. Entsprechend der gerichteten Hauptkeule der Hornantenne wurden hauptsächlich Pfade in der horizontalen Ebene ($\theta \approx 90^\circ$) berücksichtigt.

Zur näheren Bestimmung der Ausbreitungspfade konnten im Gegensatz zur Messung zusätzlich die Austrittswinkel am Sender und die Anzahl der durchlaufenen Transmissionen und Reflexionen ermittelt werden, wodurch der Ausbreitungspfad genau rekonstruiert werden konnte. Die Betrachtung des Gesamtpfades kann jedoch nicht direkt mit den Messungen verglichen werden, da bei den Messergebnissen eine Rekonstruktion der Ausbreitungspfade nur bedingt möglich war.

Bild 8.8 zeigt die berechneten Ausbreitungspfade für zwei Räume mit Wänden ohne flächige Metallbestandteile für eine Frequenz von 5,2 GHz, einmal im Aufwachraum in Klinik III und einmal in einem Krankenzimmer in Klinik IV. Die entsprechenden Messungen für dieselbe Anordnung sind in Bild 4.2 dargestellt.

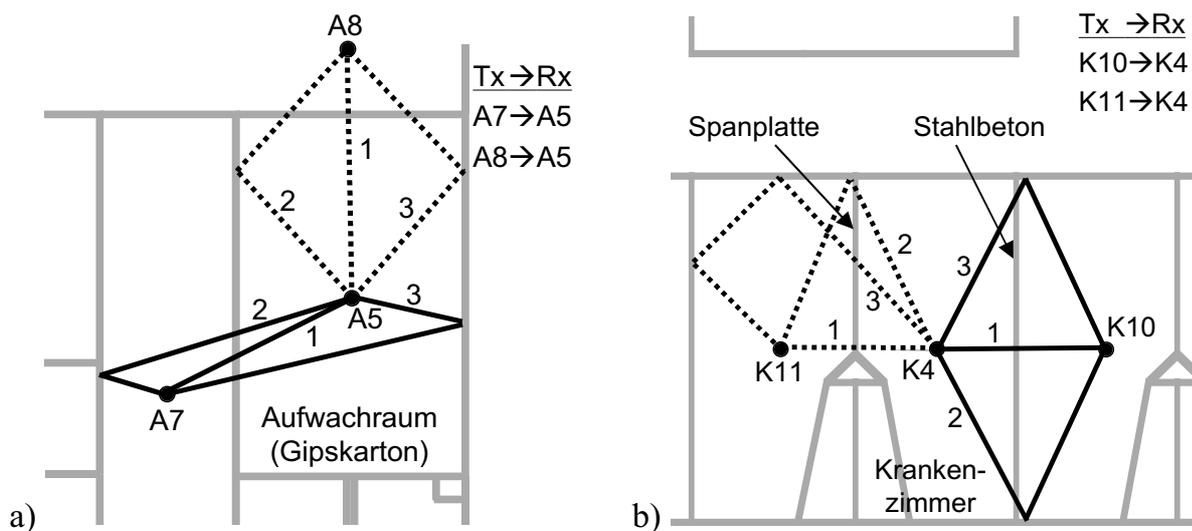


Bild 8.8 a) Analyse der Ausbreitungspfade im Aufwachraum in Klinik III bei 5,2 GHz; durchgezogen: Tx-Rx-Kombination A7–A5, gestrichelt: A8–A5
 b) Analyse der Ausbreitungspfade in einem Krankenzimmer in Klinik IV bei 5,2 GHz; durchgezogen: Tx-Rx-Kombination K10–K4, gestrichelt: K11–K4

Beim Vergleich von Bild 8.8 mit Bild 4.2 stellt sich heraus, dass für alle Tx-Rx-Kombinationen jeweils zwei Pfade für Simulation und Messung übereinstimmen. Dies ist angesichts der zahlreichen Wandinhomogenitäten, welche nur in der realen Umgebung und nicht im Modell existieren, ein sehr gutes Ergebnis.

Bei der Tx-Rx-Kombination A7-A5 (Bild 8.8a) ist sowohl bei der Simulation als auch bei der Messung der direkte Ausbreitungsweg der stärkste. Der zweitstärkste Pfad in der Messung konnte in der Simulation nicht gefunden werden und entsteht deshalb vermutlich durch Streuung/Beugung an einer Wandinhomogenität. Der drittstärkste Ausbreitungspfad in der Messung entspricht dem zweitstärksten Pfad in der Simulation.

Bei der Kombination A8-A5 stimmen sogar die beiden stärksten Hauptausbreitungspfade exakt überein. Der drittstärkste Pfad liegt bei der Simulation deterministischer Weise spiegelbildlich zum zweiten Pfad, während sich bei der Messung ein anderer Pfad ergeben hat. Dieser Pfad entstand durch Reflexionen an Metallschränken, welche in der Simulation nicht berücksichtigt wurden.

Bei den Tx-Rx-Kombinationen K10-K4 und K11-K4 stimmen ebenfalls die beiden stärksten Ausbreitungspfade für Messung und Simulation überein. Der drittstärkste gemessene Pfad von K10-K4 kommt in der Simulation nicht vor, was auf eine Streuung oder Beugung an einer Wandinhomogenität hinweist. Bei der Simulation liegt der dritte Pfad typischer Weise spiegelbildlich zum zweiten. Der dritte Ausbrei-

tungspfad bei K11-K4 ist bei Messung und Simulation ähnlich, jedoch auf gegenüberliegenden Seiten.

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass die Hauptausbreitungspfade in ungeschirmten Räumen bei Messung und Simulation größtenteils übereinstimmen. Der stärkste Pfad ist in beiden Fällen der direkte Pfad zwischen Sender und Empfänger. Die geringen Unterschiede im Ausbreitungsverhalten ergeben sich durch Wandinhomogenitäten und Einbauten wie Schränke etc., welche in der Simulation nicht modelliert werden.

In Bild 8.9 sind nun die berechneten Ausbreitungspfade für zwei Räume mit metallischen Wänden gezeigt (ebenfalls für 5,2 GHz), einmal im CT-Raum in Klinik III (CrNi-Stahl-Verkleidung mit Bleischirmung) und einmal im EMV geschirmten Raum für den MRT in Klinik IV. Die entsprechenden Messungen für die gleichen Räume sind in Bild 4.3 dargestellt.

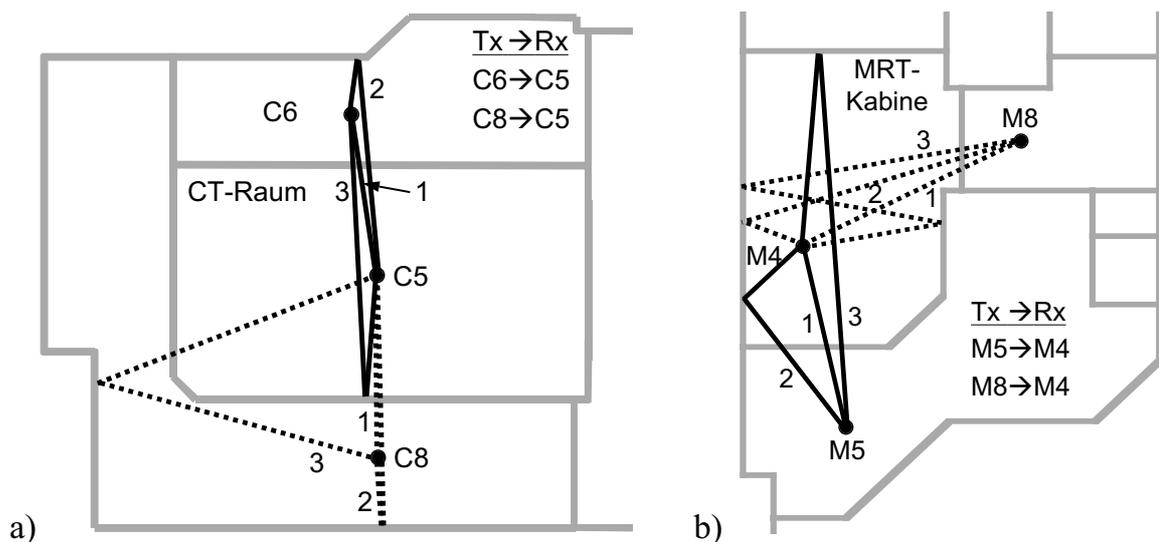


Bild 8.9 a) Analyse der Ausbreitungspfade im CT-Raum (CrNi-Stahl-Verkleidung und Bleischirmung) in Klinik III bei 5,2 GHz; durchgezogen: Tx-Rx-Kombination C6–C5, gestrichelt: C8–C5
b) Analyse der Ausbreitungspfade im MRT-Raum (EMV-Schirmung) in Klinik IV bei 5,2 GHz; durchgezogen: Tx-Rx-Kombination M5–M4, gestrichelt: M8–M4

Beim Vergleich von Bild 8.9 mit Bild 4.3 fällt zunächst allgemein auf, dass sich die Ausbreitungspfade von Messung und Simulation häufig unterscheiden. In der Simulation ist auch weiterhin immer der direkte Pfad zwischen Sender und Empfänger der stärkste Pfad, was aufgrund der homogenen Modellierung der Wand auch zu erwarten ist. Bei der Messung hingegen, ist dies nicht der Fall.

In Bild 8.9a und Bild 4.3a ist nur der stärkste Pfad der Tx-Rx-Kombination C6-C5 in Messung und Simulation identisch, da dieser auch bei der Messung dem direkten Pfad entspricht. Alle anderen Pfade nehmen bei Messung und Simulation unterschiedliche Ausbreitungswege an.

Auch beim Vergleich der Bilder 8.9b und 4.3b gibt es nur wenige Pfade, die bei Messung und Simulation übereinstimmen. Lediglich der zweite Pfad der Kombination M5-M4 ist gleich. Einige andere Pfade sind ähnlich, jedoch in der Messung durch Beugungseffekte gegenüber der Simulation verschoben.

Zusammenfassend lässt sich für geschirmte Räume deshalb sagen, dass die genauen Ausbreitungspfade in der Simulation im Gegensatz zu den ungeschirmten Räumen nicht nachvollzogen werden können. Dies ist auf die homogene Modellierung der Wände zurückzuführen, denn bei Wänden mit flächigem Metall im Wandaufbau, ist der direkte Ausbreitungsweg meist nur in der Simulation möglich. In der Realität beruhen die Ausbreitungspfade oft auf Streuung oder Beugung durch Öffnungen und Schlitz im Wandaufbau, welche in der Simulation nicht vorhanden sind.

Nach dieser Analyse der detaillierten Ausbreitungspfade erfolgt im nächsten Kapitel ein Vergleich der flächigen Feldstärkeverteilung für Simulation und Messung.

8.3.3 Flächenanalyse

Bei den Messungen in Kliniken wurden u.a. flächige Analysen der Feldstärkeverteilung innerhalb verschiedener Räume durchgeführt. Diese Analysen erlauben Aussagen über die in den Räumen vorliegenden Interferenzstrukturen, welche durch konstruktive und destruktive Interferenzen der Mehrwegeausbreitung entstehen. Das Messprinzip wurde bereits in Kapitel 3.3.4 und die Vorgehensweise zur Auswertung der gemessenen Flächenanalysen sowie die Diskussion der Ergebnisse wurde in Kapitel 6.4 ausführlich dargestellt.

Zum Vergleich zwischen Messung und Simulation wurden die entsprechenden Messaufbauten im Simulationsszenario nachgestellt. Sender und Positioniertisch befinden sich innerhalb desselben Raumes und die abgetastete Fläche hat eine Größe von 147 cm x 64 cm. Während bei der Messung die Auflösung der Abtastung aus Zeitgründen frequenzabhängig gewählt wurde (900 MHz: 2 cm, 1800 MHz: 1 cm), konnte bei der Simulation stets ein Gitterraster von 1 cm verwendet werden. Die verwendeten Sende- und Empfangsantennen wurden als $\lambda/2$ -Strahler nachgebildet.

Bild 8.10 zeigt die Textur der simulierten Funkfelddämpfung in einem Operationsaal (Klinik II) bei 900 MHz. Die entsprechende gemessene Fläche ist in Bild 6.9 dargestellt. Bei einem rein optischen Vergleich ist zunächst kaum eine Ähnlichkeit der

beiden Interferenzbilder zu erkennen. Eine solche exakte Übereinstimmung der Interferenzmuster kann jedoch nicht erwartet werden, da hierzu eine exakte Nachbildung des Messszenarios mit allen Einzelheiten erforderlich wäre. Wie aber schon zu Beginn dieses Kapitels erläutert wurde, ist dies aufgrund unzureichender Kenntnis des Wandaufbaus nicht möglich und könnte mit einem strahlenoptischen Simulationstool auch nicht realisiert werden. Deshalb werden für die Simulation homogen modellierte Wände verwendet, wodurch sich nicht dieselben Interferenzmuster wie bei der Messung ausbilden können.

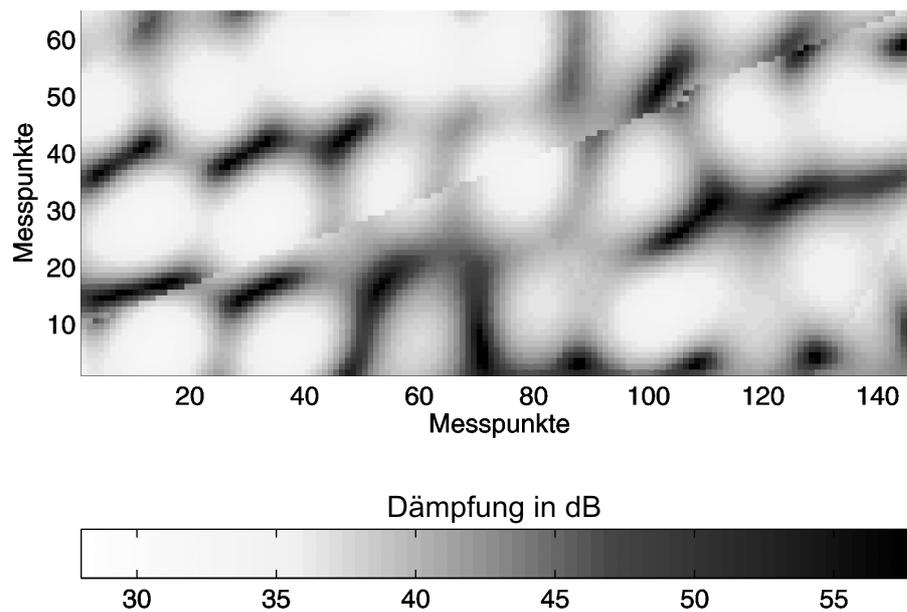


Bild 8.10 Simulierte Textur der Funkfelddämpfung in einem Operationssaal in Klinik II bei 900 MHz (in dB)

Eine exakte (örtliche) Nachbildung der Interferenzstrukturen durch Simulationen ist jedoch für die wenigsten Anwendungen erforderlich. Es ist normalerweise ausreichend, die charakteristischen Kenngrößen der Interferenzstruktur zu kennen. Zum Vergleich sind in Tabelle 8.2 die charakteristischen Werte der simulierten und der gemessenen flächigen Funkfelddämpfung einander gegenübergestellt. Es werden dabei dieselben Größen verwendet, wie sie bereits bei der Diskussion der Messergebnisse in Kapitel 6.4 erläutert wurden.

Tabelle 8.2 zeigt eine erstaunliche Übereinstimmung der charakteristischen Größen von Messung und Simulation der flächigen Analyse im Operationssaal bei 900 MHz. Der Mittelwert μ , die Standardabweichung σ sowie die Pegeldifferenz zwischen den mittleren Minima $\mu(\min)$ und den mittleren Maxima $\mu(\max)$ wird durch die Simulation nahezu exakt wiedergegeben. Lediglich der Homogenitätsfaktor HO führt zu einer leichten Abweichung, wobei jedoch der lineare Maßstab dieser Größe zu beachten ist. Dies zeigt, dass die strahlenoptische Simulation trotz der homogenen Modellierung der

Wände in der Lage ist, die wichtigsten Kenngrößen der Interferenzstrukturen vorherzusagen.

Tabelle 8.2

Analyse von gemessener und simulierter Funkfelddämpfung einer Fläche in einem Operationssaal in Klinik II bei 900 MHz

Funkfelddämpfung	gemessen	simuliert
μ in dB	39,6	39,5
σ in dB	5,0	4,9
$\mu(\min)$ in dB	34,4	35,5
$\mu(\max)$ in dB	54,1	54,3
$\mu(\max) - \mu(\min)$ in dB	19,7	18,8
HO (dimensionslos)	0,24	0,10

Für einen weiteren Vergleich zeigt Bild 8.11 die Textur der Funkfelddämpfung für 1800 MHz für dieselbe Fläche wie in Bild 8.10 (Operationssaal in Klinik II). Die entsprechende gemessene Fläche ist in Bild 6.11 dargestellt. Auch in diesem Fall ist bei einem rein optischen Vergleich kaum eine Ähnlichkeit der beiden Interferenzmuster zu erkennen. Von Interesse ist jedoch wiederum nicht das Muster selbst, sondern die charakteristischen Größen zur Beschreibung der Struktur. Diese Werte sind für Messung und Simulation in Tabelle 8.3 zusammengefasst.

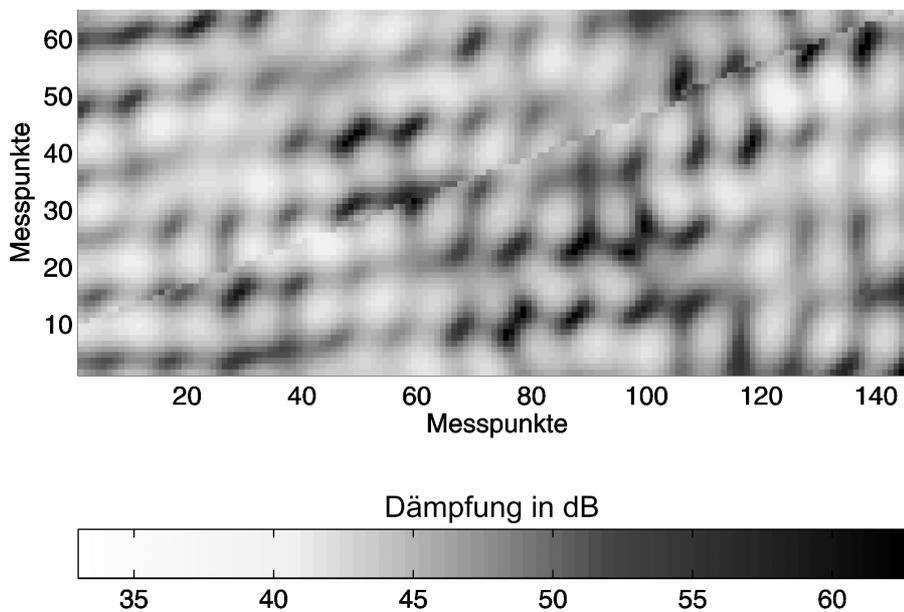


Bild 8.11 Simulierte Textur der Funkfelddämpfung in einem Operationssaal in Klinik II bei 1800 MHz (in dB)

Tabelle 8.3

Analyse von gemessener und simulierter Funkfelddämpfung einer Fläche in einem Operationssaal in Klinik II bei 1800 MHz

Funkfelddämpfung	gemessen	simuliert
μ in dB	45,0	45,9
σ in dB	5,1	3,4
$\mu(\min)$ in dB	39,9	41,7
$\mu(\max)$ in dB	60,9	55,6
$\mu(\max) - \mu(\min)$ in dB	21,0	13,9
HO (dimensionslos)	0,11	0,12

Der Vergleich der charakteristischen Kenngrößen in Tabelle 8.3 für die Analyse der Fläche im Operationssaal bei 1800 MHz ergibt bei manchen Werten Abweichungen zwischen Simulation und Messung, zeigt aber dennoch im Gesamten ein gutes Simulationsergebnis. Es fällt auf, dass die simulierte Verteilung der Funkfelddämpfung eine kleinere Pegeldifferenz zwischen den mittleren Maxima und den mittleren Minima besitzt und auch eine etwas geringere Standardabweichung σ aufweist. Trotzdem ist die lineare Homogenität HO der beiden Flächen fast gleich. Dies rührt daher, dass bei der gemessenen Fläche viele Dämpfungswerte nahe am Mittelwert liegen, jedoch an einigen Stellen trotzdem erhebliche Pegelschwankungen auftreten, die größer sind als bei der Simulation.

Bei weiteren Vergleichen in anderen Raumtypen konnte diese Tendenz in einigen Fällen ebenfalls beobachtet werden. In diesen Fällen haben die zahlreichen Wandinhomogenitäten bei der Messung einen stärkeren Einfluss auf das Interferenzmuster als es die homogene Modellierung der Wände vorhersagt. Dies war besonders in Räumen mit Gipskartonständerwänden der Fall, in welchen sich die stählernen Profilstützen im Vergleich zum sonst kaum schirmenden Gipskarton als Reflexionsstellen stärker bemerkbar machen.

Ein Vergleich der räumlichen Abstände zwischen den lokalen Maxima und Minima der Funkfelddämpfung ergeben für Messung und Simulation sowohl für 900 MHz (Abstand ≈ 15 cm) als auch für 1800 MHz (Abstand ≈ 7 cm) identische Ergebnisse und liegen erwartungsgemäß im Bereich einer halben Wellenlänge.

Alles in allem zeigten sich die strahlenoptischen Simulationen als wirkungsvolle Methode, um die Funkwellenausbreitung in Kliniken für Frequenzen im Bereich von 600 MHz bis 5,2 GHz zu beschreiben. Mit den neu bestimmten Materialparametern, welche auf der gemessenen Raumdämpfung basieren, ist es möglich, zuverlässige Vorhersagen der Funkfelddämpfung in allen Bereichen einer Klinik zu treffen.

Kapitel 9

Schlussfolgerung für EMV und Klinikbau

Mit dieser Arbeit wurde erstmalig eine grundlegende Erforschung der Funkwellenausbreitung in Kliniken durchgeführt. Durch zahlreiche Messungen in verschiedenen Kliniken konnten die gängigsten Wandsysteme auf ihr Ausbreitungsverhalten hin klassifiziert werden. Mit Hilfe der erzielten Erkenntnisse wurden die Wandsysteme für strahlenoptische Simulationen parametrisiert, womit Berechnungen zur Funkwellenausbreitung in Kliniken möglich werden.

Die Kenntnis der Funkwellenausbreitung in Kliniken ist besonders wichtig, da die Funkkommunikation zur schnurlosen Sprach- und Datenübertragung für Ärzte und Pflegepersonal in Kliniken Stand der Technik ist. In Kliniken kommen immer mehr Funksysteme zum Einsatz (Bluetooth, WLAN, GSM, UMTS, etc.), welche herkömmliche verdrahtete Verbindungen ablösen und eine permanente Verfügbarkeit von Personal und Patientendaten gewährleisten. Patienteninformationen werden über zentrale Datenbanken an jedem beliebigen Ort in einer Klinik über mobile Endgeräte abgerufen [KTM02c]. Auch das Suchen von Geräten oder Patienten wird beispielsweise durch Funk unterstützt: das Krankenhaus der Zukunft besitzt eigene Ortungssysteme, die auf Funk basieren und in sekundenschnelle jedes gewünschte Objekt lokalisieren [Eid02]. Für diese und andere Dienste werden lokale Funknetze installiert, für welche die Abschätzung der Reichweite sowie die Bestimmung der Anzahl und der Sendeleistung der Basisstationen notwendig sind.

Wichtig ist die Kenntnis der Funkwellenausbreitung weiter, da eine Großzahl von Therapie- (Krebserkennung und -therapie, HF-Chirurgie, Hyperthermie, etc.) und Diagnosegeräten (MRT, EKG, EEG, etc.) über Hochfrequenztechnik im Leistungsbereich von pW bis kW betrieben werden. Gegenseitige Störungen sind die Folge. Sie lassen sich nur bei genauer Kenntnis der Wellenausbreitung vermeiden [Sil92, Seg95, End01].

Wie die vorliegende Arbeit gezeigt hat, ist für die Wellenausbreitung in Kliniken nicht die reine Wanddämpfung von entscheidender Bedeutung, sondern die eigens für metallische Wandaufbauten eingeführte Raumdämpfung, welche einen Raum als Ganzes betrachtet und somit alle wichtigen Ausbreitungspfade berücksichtigt.

Allgemein lässt sich aus den bisher durchgeführten Simulationen und Messungen folgern, dass Probleme der elektromagnetischen Verträglichkeit bei Räumen mit metallischen Wandaufbauten (moderne OP-Bereiche, Röntgenbereiche, etc.) nicht raumübergreifend auftreten können. Daraus folgt u.a., dass ein generelles Verbot von Mobiltelefonen in Kliniken nicht notwendig ist. Die Wanddämpfungen sind zu hoch, als dass bei Sendeleistungen von bis zu 2 W Feldstärken von 3 V/m in benachbarten Räumen überschritten werden könnten. Gegen diese Feldstärke werden medizinische Geräte nach der Norm EN 60601-1-2 getestet [Buc98, IEC93]. Innerhalb dieser Räume können jedoch je nach Abstand zur Störquelle sehr wohl kritische Feldstärken erreicht oder sogar überschritten werden [Tob99]. Hinzu kommt, dass die Tests nach EN 60601-1-2 in Absorberkammern durchgeführt werden, wo praktisch Freiraumbedingungen vorherrschen und somit kein ausgeprägtes Interferenzmuster vorhanden ist, wie es in der Realität in Klinikräumen auftritt (Kapitel 6.4). Aufgrund dieser ausgeprägten Interferenzen treten hinsichtlich der EMV andere Effekte auf und Geräte können gestört werden. Sinnvoll wäre in diesem Zusammenhang ein Test unter realen Bedingungen, welcher gleichsam für alle Raumtypen Gültigkeit besitzt, da die Eigenschaften der Interferenzmuster in verschiedenen Räumen vergleichbar sind.

Problematischer als Räume mit metallischen Wandaufbauten sind Räume mit gewöhnlichen Gipskartonständerwänden. Diese Wände haben eine sehr geringe Dämpfung, weshalb die Felder von Störquellen auch noch in benachbarten Räumen kritische Feldstärken erreichen können, besonders, wenn sich die Störquellen nahe einer Wand befinden. In solchen Fällen muss durch Simulationen untersucht werden, in welchen Bereichen die gesetzlich vorgeschriebenen Grenzwerte für medizinische Geräte (EN 60601-1-2) eingehalten werden und wo Überschreitungen nicht ausgeschlossen werden können. Als bauliche Maßnahme wäre zu empfehlen, anstatt oder zusätzlich zur Mineralwolle, welche sich im Wandzwischenraum befindet, ein absorbierendes Material flächendeckend einzubringen, um die Wanddämpfung zu erhöhen und somit Störfelder in benachbarten Räumen zu reduzieren. Eine größere Wanddämpfung zur Sicherstellung der EMV hat jedoch zwangsläufig eine geringere Reichweite der klinikinternen Funksysteme zur Folge, wodurch höhere Sendeleistungen erforderlich werden oder ein engeres Netz der Funkzellen benötigt wird. Durch ein engeres Netz der Funkzellen kann gleichzeitig sowohl die Sendeleistung gesenkt als auch die Kapazität erhöht werden. Dabei gilt es stets einen geeigneten Kompromiss zwischen EMV und Funkversorgung zu erzielen.

In Zukunft muss darum bereits bei der Bauplanung von Kliniken verstärkt auf die Aspekte der Funkwellenausbreitung geachtet werden. Je nachdem, welche EMV-Maßnahmen es in den verschiedenen Klinikbereichen zu berücksichtigen gilt, müssen verschiedene Vorsorgemaßnahmen getroffen werden [Koh88, Chu99, Har00]. Anhand der vorliegenden Ergebnisse können die Wandsysteme entsprechend ihren Eigenschaften gewählt werden. Es wird deutlich, wie die Wellenausbreitung durch die verschiedenen Wandtypen vor sich geht, wodurch implizit gezeigt wird, wie durch bauliche Maßnahmen die Dämpfungseigenschaften verändert werden können.

Bei der Planung von Funksystemen ist darauf zu achten, dass die Funkzellen je nach Klinikbereich und Wandsystem völlig unterschiedliche Reichweiten aufweisen und daher individuell konfiguriert werden müssen. Durch vorherige Simulationen kann möglichen Problemen frühzeitig begegnet werden.

Anhang A

Materialparameter für strahlenoptische Simulationen

In den Tabellen A.1 bis A.4 sind die Ergebnisse der Materialparameterbestimmung der untersuchten Klinikwände und -decken aufgelistet. Die Vorgehensweise hierzu wurde in Kapitel 8.2 beschrieben. Die Materialien werden durch die Größen ϵ' , ϵ'' (reelle und komplexe Permittivität), μ' , μ'' (reelle und komplexe Permeabilität) und κ (Leitfähigkeit) charakterisiert, welche durch

$$\underline{\epsilon} = \epsilon_0 \underline{\epsilon}_r = \epsilon_0 (\epsilon' - j\epsilon'') = \epsilon_0 \epsilon' - j\epsilon_0 \epsilon' \tan \delta_\epsilon - j \frac{\kappa}{\omega} \quad (8.2)$$

und

$$\underline{\mu} = \mu_0 \underline{\mu}_r = \mu_0 (\mu' - j\mu'') = \mu_0 \mu' (1 - j \tan \delta_\mu) \quad (8.3)$$

gegeben sind [Bal89]. Die Materialparameter der mehrfach geschichteten Wände und Decken können für strahlenoptische Simulationstools (z.B. IHE-Indoor) im Bereich von 600 MHz bis 5,2 GHz verwendet werden.

Tabelle A.1-1

Wandaufbau und Materialparameter zur Modellierung der untersuchten Wandsysteme in Klinik I

Wandtyp	Material	Schichtdicke	ϵ'	ϵ''	κ (S/m)
Krankenzimmer	Gipskarton	2,5 cm	2,4	0,01	0,0
	Mineralwolle	7,5 cm	1,2	0,02	0,03
	Gipskarton	2,5 cm	2,4	0,01	0,0
Badezimmer	Fliesen	1,0 cm	8,0	0,0	0,0
	Gipskarton	2,5 cm	2,4	0,01	0,0
	Mineralwolle	7,5 cm	1,2	0,02	0,03

	Gipskarton	2,5 cm	2,4	0,01	0,0
Röntgenraum	Gipskarton	2,5 cm	2,4	0,01	0,0
	Blei	1,0 mm	1,0	0,0	70
	Mineralwolle	7,5 cm	1,2	0,02	0,03
	Gipskarton	2,5 cm	2,4	0,01	0,0
Operationssaal	CrNi-Stahl	0,8 mm	1,0	0,0	1,0
	Gipskarton	1,8 cm	2,4	0,01	0,0
	Mineralwolle	7,5 cm	1,2	0,02	0,03
	Gipskarton	1,8 cm	2,4	0,01	0,0
	CrNi-Stahl	0,8 mm	1,0	0,0	1,0
MRT-Raum	Spanplatte	1,3 cm	2,5	0,1	0,0
	Styropor	2,0 cm	1,1	0,0	0,0
	Kupfer	0,16 mm	1,0	0,0	$\kappa(f)$, A.5
	Mineralwolle	7,0 cm	1,2	0,02	0,03
	Gipskarton	2,5 cm	2,4	0,01	0,0
	Mineralwolle	7,5 cm	1,2	0,02	0,03
	Gipskarton	2,5 cm	2,4	0,01	0,0
Außenwand	Stahlbeton	25 cm	5,0	0,01	0,2

Tabelle A.1-2

Aufbau und Materialparameter zur Modellierung der untersuchten Deckensysteme in Klinik I

Wandtyp	Material	Schichtdicke	ϵ'	ϵ''	κ (S/m)
Standarddecke	PVC	0,4 cm	2,7	0,1	0,0
	Estrich	6,5 cm	5,0	0,1	0,0
	Stahlbeton	27 cm	5,0	0,1	0,08
	Luft	30 cm	1,0	0,0	0,0
	Spanplatte	2,0 cm	2,5	0,1	0,0
OP-Decke	PVC	0,4 cm	2,7	0,1	0,0
	Estrich	6,5 cm	5,0	0,1	0,0
	Stahlbeton	27 cm	5,0	0,1	0,08
	Luft	30 cm	1,0	0,0	0,0

	Stahlblech	0,8 mm	1,0	0,0	1,0
MRT-Decke	PVC	0,4 cm	2,7	0,1	0,0
	Estrich	6,5 cm	5,0	0,1	0,0
	Stahlbeton	26 cm	5,0	0,1	0,08
	Kupfer	0,16 mm	1,0	0,0	$1,3 \cdot 10^4$
	Spanplatte	1,3 cm	2,5	0,1	0,0
	Luft	30 cm	1,0	0,0	0,0
	Spanplatte	2,0 cm	2,5	0,1	0,0

Tabelle A.2-1

Wandaufbau und Materialparameter zur Modellierung der untersuchten Wandsysteme in Klinik II

Wandtyp	Material	Schichtdicke	ϵ'	ϵ''	κ (S/m)
Krankenzimmer	Gipskarton	2,5 cm	2,4	0,01	0,0
	Mineralwolle	7,5 cm	1,2	0,02	0,03
	Gipskarton	2,5 cm	2,4	0,01	0,0
Röntgenraum	Gipskarton	2,5 cm	2,4	0,01	0,0
	Blei	1,0 mm	1,0	0,0	70
	Mineralwolle	7,5 cm	1,2	0,02	0,03
	Gipskarton	2,5 cm	2,4	0,01	0,0
Operationssaal	Trespa™	0,5 cm	3,0	0,1	0,0
	Gipskarton	2,0 cm	2,4	0,01	0,0
	Blei	0,5 mm	1,0	0,0	20
	Mineralwolle	7,5 cm	1,2	0,02	0,03
	Gipskarton	2,0 cm	2,4	0,01	0,0
	Trespa™	0,5 cm	3,0	0,1	0,0
Außenwand	Stahlbeton	25 cm	5,0	0,01	0,2

Tabelle A.2-2

Aufbau und Materialparameter zur Modellierung der untersuchten Deckensysteme in Klinik II

Wandtyp	Material	Schichtdicke	ϵ'	ϵ''	κ (S/m)
Standarddecke	PVC	0,4 cm	2,7	0,1	0,0
	Estrich	6,5 cm	5,0	0,1	0,0
	Stahlbeton	27 cm	5,0	0,1	0,08
	Luft	30 cm	1,0	0,0	0,0
	Spanplatte	2,0 cm	2,5	0,1	0,0
Decke Röntgen	PVC	0,4 cm	2,7	0,1	0,0
	Estrich	6,5 cm	5,0	0,1	0,0
	Stahlbeton	27 cm	5,0	0,1	0,08
	Luft	65 cm	1,0	0,0	0,0
	Stahlblech	0,8 mm	1,0	0,0	70
Boden Röntgen	PVC	0,5 cm	2,7	0,1	0,0
	Spanplatte	4,0 cm	2,5	0,1	0,0
	Blechwanne	1,5 mm	1,0	0,0	160
	Luft	11 cm	1,0	0,0	0,0
	Stahlbeton	27 cm	5,0	0,1	0,08

Tabelle A.3

Wandaufbau und Materialparameter zur Modellierung der untersuchten Wandsysteme in Klinik III

Wandtyp	Material	Schichtdicke	ϵ'	ϵ''	κ (S/m)
Intensivpflege	Gipskarton	2,5 cm	2,4	0,01	0,0
	Mineralwolle	7,5 cm	1,2	0,02	0,03
	Gipskarton	2,5 cm	2,4	0,01	0,0
Sterilisation	CrNi-Stahl	0,8 mm	1,0	0,0	20,0
	Gipskarton	1,8 cm	2,4	0,01	0,0
	Mineralwolle	7,5 cm	1,2	0,02	0,03
	Gipskarton	1,8 cm	2,4	0,01	0,0
	CrNi-Stahl	0,8 mm	1,0	0	20,0

Operationssaal	CrNi-Stahl	0,8 mm	1,0	0,0	20,0
	Gipskarton	1,8 cm	2,4	0,01	0,0
	Blei	1,0 mm	1,0	0,0	10
	Mineralwolle	7,5 cm	1,2	0,02	0,03
	Gipskarton	1,8 cm	2,4	0,01	0,0
	CrNi-Stahl	0,8 mm	1,0	0	20,0
Außenwand	Stahlbeton	25 cm	5,0	0,01	0,2

Tabelle A.4

Wandaufbau und Materialparameter zur Modellierung der untersuchten Wandsysteme in Klinik IV

Wandtyp	Material	Schichtdicke	ϵ'	ϵ''	κ (S/m)
Krankenzimmer	Spanplatte	5 cm	3,0	0,1	0,03
	Stahlbeton	10 cm	5,0	0,01	0,2
Röntgenraum	Gipskarton	2,5 cm	2,4	0,01	0,0
	Blei	1,0 mm	1,0	0,0	20,0
	Mauerwerk	10 cm	5,0	0,01	0,0
	Gipskarton	2,5 cm	2,4	0,01	0,0
Operationssaal	Trespa™	0,5 cm	3,0	0,1	0,0
	Gipskarton	2,0 cm	2,4	0,01	0,0
	Blei	0,5 mm	1,0	0,0	20
	Mineralwolle	7,5 cm	1,2	0,02	0,03
	Gipskarton	2,0 cm	2,4	0,01	0,0
	Trespa™	0,5 cm	3,0	0,1	0,0
MRT-Raum	Spanplatte	1,3 cm	2,5	0,1	0,0
	Kupfer	0,16 mm	1,0	0,0	$\kappa(f)$, A.5
	Gipskarton	2,5 cm	2,4	0,01	0,0
	Mineralwolle	7,5 cm	1,2	0,02	0,03
	Gipskarton	2,5 cm	2,4	0,01	0,0
Außenwand	Stahlbeton	25 cm	5,0	0,01	0,2

Tabelle A.5

Frequenzabhängige Leitfähigkeit $\kappa(f)$ der EMV-Schirmung des MRT-Raumes
in den Kliniken I und IV

Frequenz in MHz	$\kappa(f)$ in S/m
600	$750 \cdot 10^2$
900	$400 \cdot 10^2$
1800	$230 \cdot 10^2$
2450	$120 \cdot 10^2$
5200	$70 \cdot 10^2$

Literaturverzeichnis

- [Adl98] D. Adler, L. Margulies, Y. Mahler, A. Israeli: Measurements of Electromagnetic Fields Radiated from Communication Equipment and of Environmental Electromagnetic Noise: Impact on the Use of Communication Equipment within the Hospital, *Biomedical Instrumentation & Technology*, vol. 32, no. 6, pp. 581-590, 1998
- [Afs84] M.N. Afsar, K.J. Button: Millimeter-Wave Dielectric Properties of Materials, *Infrared and Millimeter Waves*, Academic, New York, 1984, vol. 12, pp. 1-42
- [Arc01] B. Archambeault, C. Brench, O.M. Ramahi: *EMI/EMC Computational Modeling Handbook*, Kluwer Academic Publishers, Boston-Dordrecht-London, 2001
- [AWE03] AWE Communications GmbH: Antennas – Wave Propagation – Electromagnetics, <http://www.awe-communications.com/>
- [Bal97] C. Balanis: *Antenna-Theory – Analysis and Design*, John Wiley & Sons, New York, USA, Second Edition, 1997
- [Bab98] I. Baba, H. Furuhashi, T. Kano, S. Watanabe, I. Takashi, T. Nojima, S. Tsubota: Experimental Study of Electromagnetic Interference from Cellular Phones with Electronic Medical Equipment, *Journal of Clinical Engineering*, vol. 23, no. 2, pp. 122-123, Mar/Apr 1998
- [Bel03] AT&T Bell Laboratories: WiSE – A Wireless System Engineering Tool, <http://plan9.bell-labs.com/cm/cs/what/wise/>
- [Ber92] J. Berber, H. Kacher, R. Langer: *Physik in Formeln und Tabellen*, Teubner-Verlag, Stuttgart, Germany, 6. überarbeitete Auflage, 1992
- [Ber96] J.-P. Berenger: Perfectly matched layer for the FDTD solution of wave-structures interaction problems, *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, vol. 44, no. 1, pp. 110-117, 1996
- [Bla79] J. van Bladel: Field Penetration Through Small Apertures: The First-Order Correction, *Radio Science*, vol. 14, no. 2, pp. 319-331, Mar/Apr 1979
- [Bla98] T.K. Blankenship, T.S. Rappaport: Characteristics of Impulsive Noise in the 450-MHz Band in Hospitals and Clinics, *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, vol. 46, no. 2, pp. 194-203, Feb 1998

- [Bor96] C. Bornkessel, W. Wiesbeck: Numerical analysis and optimization of anechoic chambers for EMC testing, *IEEE Transactions on Electromagnetic Compatibility*, vol. 38, no. 8, pp. 499-506, August 1996
- [Bos99] T. Bossert: Sicherheit von Personen mit Herzschrittmachern in elektromagnetischen Feldern: Eine Zusammenfassung des aktuellen Forschungsstandes, *Newsletter der Forschungsgemeinschaft Funk e.V.*, vol. 7, no. 2, pp. 1-5, Aug 1999
- [Boy99] S.M. Boyd, W.S. Boivin, J.N. Coletta, D.C. Harris, L.M. Neunaber: Documenting Radiated Electromagnetic Field Strength in the Hospital Environment, *Journal of Clinical Engineering*, pp. 124-133, Mar/Apr 1999
- [Bro91] I.N. Bronstein, K.A. Semendjajew: *Taschenbuch der Mathematik*, B.G. Teubner Verlagsgesellschaft, Stuttgart/Leipzig, Germany, 25. Auflage, 1991
- [Brü99] H.-D. Brüns, H. Singer, M. Leone: Application of the Method of Moments to a challenging real-world EMC Problem, *Invited Paper at the IEEE Symposium on EMC*, Seattle, USA, pp. 684-689, 1999
- [Buc98] H. Buchwald: EMV-Normen in der Medizintechnik, *EMC Kompendium*, pp. 268-270, 1998
- [But78] C.M. Butler, Y. Rahmat-Samii, R. Mittra: Electromagnetic Penetration Through Apertures in Conducting Surfaces, *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, vol. 26, no. 1, pp. 82-93, Jan 1978
- [Chu99] E.A. Chun: Leitfaden zur Planung der Elektromagnetischen Verträglichkeit (EMV) von Anlagen und Gebäudeinstallationen, VDE-Verlag, Berlin/Offenbach, Germany, Version 2, 1999
- [Cic94] D. Cichon: *Strahlenoptische Modellierung der Wellenausbreitung in urbanen Mikro- und Pikofunkzellen*, Dissertation, Forschungsberichte aus dem Institut für Höchsthfrequenztechnik und Elektronik der Universität Karlsruhe (TH), Band 8, 1994
- [Cic95] D.J. Cichon, T. Zwick, J. Lähteenmäki: Ray optical indoor modelling in multi-floored buildings: Simulations and measurements, *Proc. IEEE International Antennas and Propagation Symposium AP-S'95*, Newport Beach, California, USA, June 18-23, pp. 522-525, 1995
- [Cic99] D.J. Cichon, T. Kürner: Propagation prediction models, *COST Telecommunications – Digital mobile radio towards future generation systems, Final Report*, ed. E. Damosso, European Communities, ISBN 92-828-5416-7, 1999

- [Cui99] I. Cuinas, M.G. Sanchez: Measurement of Transmission Coefficients of Radio waves through Building Materials in the 5.8 GHz Frequency Band, In *IEEE AP-S International Symposium – Volume 3*, pp. 1474-1477, Orlando, Florida, Jul 11-16 1999
- [Dal00] R. Dalke, C.L. Holloway, P. McKenna, M. Johannson, A.S. Ali: Effects of reinforced concrete structures on RF communications, *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, vol. 42, no. 4, pp. 486-496, Nov 2000
- [Dav99] D. Davis, B. Segal, A. Cinquino, K. Hoege, R. Mastrocola, T. Pavlasek: Electromagnetic Compatibility in Hospital Corridors, In *IEEE International Symposium on Electromagnetic Compatibility – Vol. 1*, pp. 268-272, 1999
- [Dav00] D. Davis, B. Segal, C.W. Trueman, R. Calzadilla, T. Pavlasek: Measurement of Indoor Propagation at 850 MHz and 1.9 GHz in Hospital Corridors, *2000 IEEE-APS Conference on Antennas and Propagation for Wireless Communications*, 2000, pp. 77-80
- [Did00a] D. Didascalou, T. M. Schäfer, F. Weinmann, W. Wiesbeck: Ray-Density Normalization for Ray-Optical Wave Propagation Modelling in Arbitrarily Shaped Tunnels, *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, vol. 48, no. 9, pp. 1316-1325, Sep. 2000
- [Did00b] D. Didascalou: *Ray-Optical Wave Propagation Modelling in Arbitrarily Shaped Tunnels*, Dissertation, Forschungsberichte aus dem Institut für Höchsthfrequenztechnik und Elektronik der Universität Karlsruhe (TH), Band 24, 2000
- [Did00c] D. Didascalou, P. Cullen: Deterministic Propagation Modelling, *COST 259 Wireless Flexible Personalized Communications, Final Report*, ed. Luis M. Correia, John Wiley & Sons, New York, 2000
- [Döt00] M. Döttling: *Strahlenoptisches Wellenausbreitungsmodell und Systemstudien für den Satellitenmobilfunk*, Dissertation, Forschungsberichte aus dem Institut für Höchsthfrequenztechnik und Elektronik der Universität Karlsruhe (TH), Band 26, 2000
- [Dol97] W.M.C. Dolmans: Effect of Indoor Fading on the Performance of an Adaptive Antenna System, *Dissertation*, TU Eindhoven, 1997
- [Dub77] G. Dubost, S. Zisler: *Breitband-Antennen*, R. Oldenburg Verlag, München, Germany, First Edition, 1977
- [Eid02] P. Eider: Sherlock Holmes im eigenen Haus: Funksysteme finden Geräte und Patienten, *Krankenhaus Technik+Management*, vol. 29, no. 4, pp. 51-53, Okt 2002

- [End01] A. Enders: Technische EMV-Probleme bei EEG-Untersuchungen unter zusätzlicher elektromagnetischer Feldexposition, *Newsletter der Forschungsgemeinschaft Funk e.V.*, vol. 9, no. 3, pp. 18-21, Dec 2001
- [Fos96] K.R. Foster, M. Soltys, S. Arnofsky, P. Doshi, D. Hanover, R. Mercato, D. Schleck: Radiofrequency Field Surveys in Hospitals, *Biomedical Instrumentation & Technology*, vol. 30, no. 2, pp. 155-159, Mar/Apr 1996
- [Fre02] R. Frenkiel: A Brief History of Mobile Communication, *IEEE Vehicular Technology Society News*, vol. 49, no. 2, pp. 4-7, May 2002
- [Gah92] R. Gahleitner: Indoor propagation measurements and modelling at 1800MHz, *COST 231 Dokument*, TD(92) 13, Wien, Austria, 1992
- [Gar02] R. Garcia: Hightech und Workflow als Erfolgsfaktoren, Interview, *Krankenhaus Technik+Management*, vol. 29, no. 5, pp. 20-22, Mai 2002
- [Gen96a] N. Geng: Modellierung der Ausbreitung elektromagnetischer Wellen in Funksystemen durch Lösung der parabolischen Approximation der Helmholtz-Gleichung, *Dissertation*, Universität Karlsruhe, 1996
- [Gen96b] N. Geng, W. Wiesbeck: Feldtheoretische Modellierung der Wellenausbreitung in Funksystemen, *Frequenz*, vol. 50, no. 11-12, pp. 274-284, 1996
- [Gen98] N. Geng, W. Wiesbeck: Planungsmethoden für die Mobilkommunikation, Funknetzplanung unter realen physikalischen Ausbreitungsbedingungen, Springer Berlin, Heidelberg, New York, 1998
- [Gol00] F. Gollnick: Medizinische Anwendungen und Geräte: *Newsletter der Forschungsgemeinschaft Funk e.V.*, vol. 8, no. 2/3, pp. 20-23, Oct 2000
- [Gra99] H. Grant: Managing Electromagnetic Compatibility between Wireless and Medical Devices, *Compliance Engineering European Edition*, pp. 26-31, May/June 1999
- [Gsc96] B.E. Gschwendtner, F.M. Landsdorfer: Adaptive propagation modelling based on neural network techniques, *Proc. IEEE Vehicular Technology Conference VTC'96*, Atlanta, Georgia, USA, pp. 623-626, Apr 29 - May 2, 1996
- [Haa97] J. Haala, T. Zwick, W. Wiesbeck: Analysis and optimization of hybrid absorbers in order to improve the quality of anechoic chambers, *Proceedings of International Symposium on EMC'97*, Zurich, Switzerland, pp. 347-350, Feb 1997
- [Haa00] J. Haala: *Analyse von Mikrowellenheizprozessen mittels selbstkonsistenter finiter Integrationsverfahren*, Dissertation, Forschungsberichte aus dem

- Institut für Höchstfrequenztechnik und Elektronik der Universität Karlsruhe (TH), Band 27, 2000
- [Hag97] J. von Hagen: *Wide Band Electromagnetic Coupling to a Cavity: An Integral Representation Based Model*, Dissertation, Forschungsberichte aus dem Institut für Höchstfrequenztechnik und Elektronik der Universität Karlsruhe (TH), Band 15, 1997
- [Han98] E. Hanada, Y. Watanabe, Y. Antoku, Y. Kenjo, H. Nutahara, Y. Nose: Hospital Construction Materials: Poor Shielding Capacity with Respect to Signals transmitted by Mobile Telephones, *Biomedical Instrumentation & Technology*, vol. 32, no. 5, pp. 489-496, Sep/Oct 1998
- [Han00] E. Hanada, Y. Antoku, S. Tani, A. Timura, S. Hasegawa, K. Urano, Y. Ohe, K. Yamaki, Y. Nose: Electromagnetic Interference on Medical Equipment by Low-Power Mobile Telecommunication Systems, *IEEE Transactions on Electromagnetic Compatibility*, vol. 42, no. 4, pp. 470-476, 2000
- [Han01] E. Hanada, K. Kodama, K. Takano, Y. Watanabe, Y. Nose: Possible Electromagnetic Interference with Electronic Medical Equipment by Radio Waves coming from Outside the Hospital, *Journal of Medical Systems*, vol. 25, no. 4, pp. 257-267, 2001
- [Har00] C. Hartung: EMV in Krankenhäusern – Störgrößen, unverträglichkeitsbedingte Risiken und ihre Beherrschung durch eine zielgerichtete EMV-Planung, *EMC Kompendium*, pp. 304-308, 2000
- [Has93] H. Hashemi: The Indoor Radio Propagation Channel, *Proceedings of the IEEE*, vol. 81, no. 7, pp. 943-968, Jul 1993
- [Hip95] A. von Hippel: *Dielectric Materials and Applications*, Artech House, Boston/London, 1995
- [Hol97] C. Holloway, P.L. Perini, R.R. DeLeyser, K.C. Allen: Analysis of Composite Walls and their Effects on Short-Path Propagation Modelling, *IEEE Transactions on Vehicular Technology*, vol. 46, no. 3, pp. 730-738, Aug 1997
- [Hon95] W. Honcharenko, H.L. Bertoni, J.L. Dailing: Bilateral Averaging over Receiving and Transmitting Areas for Accurate Measurements of Sector Average Signal Strength inside Buildings, *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, vol. 43, no. 5, pp. 508-512, May 1995
- [IEC93] International Electrotechnical Commission: International Standard IEC 601-1-2, Medical electrical Equipment, Part 1: General requirements for safety, Section 1.2: Collateral Standard: Electromagnetic Compatibility – Requirements and tests, Geneva, Switzerland, 1993

- [Irn98] W. Irnich, R. Tobisch: Einfluss von Mobilfunk auf lebensrettende und lebenserhaltende Systeme, *Biomedizinische Technik*, vol. 43, no. 6, pp. 164-173, 1998
- [Isa98] B. Isao, F. Hiroshi, K. Takashi, W. Satoshi, I. Takashi, N. Toshino, T. Shoji: Experimental Study of Electromagnetic Interference from Cellular Phones with Electronic Medical Equipment, *Clinical Engineering*, vol. 23, no. 2, pp. 122-134, Mar/Apr 1998
- [Jin98] J.-M. Jin: Electromagnetics in Magnetic Resonance Imaging, *IEEE Antennas and Propagation Magazine*, vol. 40, no. 6, pp. 7-22, Dec 1998
- [Kim93] D.W. Kimmel, D.D. Gerke: Protecting Medical Devices from Radio-Frequency Interference, *Medical Device & Diagnostic Industry*, pp. 68-78, Nov 1993
- [Kim95] D.W. Kimmel, D.D. Gerke: Electromagnetic Interference in the Hospital Environment, *Medical Device & Diagnostic Industry*, pp. 97-101, May 1995
- [Kim98] D.W. Kimmel, D.D. Gerke: EMI in Electronic Medical Devices, *Compliance Engineering European Edition*, pp. 15-16, May/June 1998
- [Koh88] A. Kohling: Planung der elektromagnetischen Verträglichkeit (EMV) in Krankenhausneubauten, In H.R. Schmeer and M. Bleicher, editors, *Elektromagnetische Verträglichkeit: EMV*, pp. 537-544, Heidelberg, Oct 1988, Hüthig
- [KTM02a] Redaktion: eHealth lässt sich nicht aufhalten, *Krankenhaus Technik+Management*, vol. 29, no. 6, pp. 44-48, Okt 2002
- [KTM02b] Redaktion: OPs systematisch in IT-Netze einbinden, *Krankenhaus Technik+Management*, vol. 29, no. 4, pp. 28-32, Apr 2002
- [KTM02c] Redaktion: Drahtlos am Krankenbett: Wireless LAN unterstützt die digitale Visite, *Krankenhaus Technik+Management*, vol. 29, no. 11, pp. 42-43, Nov 2002
- [Küc98] F. Küchen: *Auf Wellenausbreitungsmodellen basierende Planung terrestrischer COFDM-Gleichwellennetze für den mobilen Empfang*, Dissertation, Forschungsberichte aus dem Institut für Höchsthfrequenztechnik und Elektronik der Universität Karlsruhe (TH), Band 20, 1998
- [Kür93] T. Kürner: *Charakterisierung digitaler Funksysteme mit einem breitbandigen Wellenausbreitungsmodell*, Dissertation, Forschungsberichte aus dem Institut für Höchsthfrequenztechnik und Elektronik der Universität Karlsruhe (TH), Band 3, 1993

- [Kür96] T. Kürner, D.J. Cichon, W. Wiesbeck: Evaluation and verification of the VHF/UHF propagation channel based on a 3-D-wave propagation model, *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, vol. AP-44, no.3, pp. 393-404, Mar 1996
- [Läh94] J. Lähtenmäki: Indoor Radio Propagation Measurements and Modelling at 900MHz, 1.8GHz and 60GHz, *Licentiate Thesis*, Helsinki Univ. of Technology, Finland, 1994
- [Law91] M. C. Lawton, R. L. Davies, J. P. McGeehan: A ray launching method for the prediction of indoor radio channel characteristics, *Proceedings of the IEEE PIMRC '91*, UK, pp. 104-108, 1991
- [Leu02] D. Leugner, H.-D. Brüns, H. Singer: Äquivalentes Stabmodell zur Berechnung elektromagnetischer Strahlung durch schmale Schlitze in leitenden Strukturen, in *A. Schwab: Elektromagnetische Verträglichkeit EMV2002*, VDE Verlag GmbH Berlin, 2002
- [Lin99] S. Lindenmeier, L. Pierantoni, P. Russer: Hybrid Space Discretizing – Integral Equation Methods for Numerical Modeling of Transient Interference, *IEEE Transactions on Electromagnetic Compatibility*, vol. 41, no. 4, pp. 425-430, 1999
- [May02] T. Mayer-Kuckuck: *Kernphysik: Eine Einführung*, Teubner, Stuttgart-Leipzig-Wiesbaden, Germany, 7. Auflage, 2002
- [Maq03] Maquet Aktiengesellschaft: Klinik-Einrichtungen, <http://www.maquet.com/>
- [Mit95] D. Mittler: Wiederbelebungsgerät setzt aus, *Süddt. Zeitung*, 5./6./7. Januar 1995
- [Mur95] R.D. Murch, J.H. M. Sau, K.W. Cheung: Improved empirical modeling for indoor propagation prediction, *Proceedings IEEE Vehicular Technology Conference VTC'95*, Chicago, USA, pp. 439-443, Jul 1995
- [Nel99] R.M. Nelson, H. Ji: Electric and Magnetic Fields created by Electrosurgical Units, *IEEE Transactions on Electromagnetic Compatibility*, vol. 41, no. 1, pp. 55-64, Feb 1999
- [Pak95] M.R. Pakravan: Estimation of indoor infrared channel parameters using neural networks, *IEEE 6th Internat. Symp. on Personal, Indoor and Mobile Radio Communications (PIMRC)*, Toronto, Canada, 1995
- [Pap96] D.W. Paperman, Y. David, M. Martinez: Testing for EMC in the Clinical Environment, *Journal of Clinical Engineering*, vol. 21, no. 3, pp. 207-211, May/June 1996

- [Rap91] T.S. Rappaport, S.Y. Seidel, K. Takamizawa: Statistical Channel Impulse Response Models for Factory and Open Plan Building Radio Communication System Design, *IEEE Transactions on Communications*, vol. 39, no. 5, pp. 794-806, May 1991
- [Rei00] J. Reimer, R. Sitzman: EMV in Krankenhäusern und Arztpraxen, *EMC Kompendium*, pp. 299-303, 2000
- [Rem03] Remcom Incorporated: Wireless InSite – Fieldstrength Prediction Software, <http://www.remcominc.com/wireless/>
- [Ric02] M. Richter: Von A bis Z elektronisch verknüpft, *Krankenhaus Technik+Management*, vol. 29, no. 10, pp. 18-23, Okt 2002
- [Rie99] A.I. Riemann, N.E. Evans: The incidence of radio-frequency impulse noise within hospital buildings: initial measurements in the 450-MHz band, *Medical Engineering & Physics*, vol. 21, pp. 569-574, Aug 1999
- [Rob97] M.P. Robinson, I.D. Flintcroft, A.C. Marvin: Interference to medical equipment from the mobile phones, *Journal of Medical Engineering & Technology*, vol. 21, no. 3/4, pp. 141-146, 1997
- [Saf02] P. Saffran: Holz, Glas und andere Materialien als HF-Dämpfer, *CQ DL*, no. 2, pp. 123-124, Feb 2002
- [Sch94] G. Schwarzbeck: *VHF-Doppelkonusantenne BBA 9106*, Technische Beschreibung, Schwarzbeck Messelektronik, Schönau-Altneudorf, 1994
- [Sch96] A. Schwab: *Elektromagnetische Verträglichkeit*, Springer-Verlag, Berlin, Germany, Fourth Edition, 1996
- [Sch02a] T.M. Schäfer, W. Sörgel, W. Wiesbeck: Experimentelle Untersuchung des Dämpfungsverhaltens von Klinikwänden, *EMV 2002: 10. Internationale Fachmesse und Kongress für Elektromagnetische Verträglichkeit*, Düsseldorf, Germany, pp. 31-40, 9-11 Apr 2002
- [Sch02b] T.M. Schäfer, J. Maurer, W. Wiesbeck "Measurement and Simulation of Radio Wave Propagation in Hospitals" *2002 IEEE 56th Vehicular Technology Conference*, Vancouver, Canada, 24-28 Sep 2002, Proceedings Volume 2, pp. 792-796
- [Sch02c] H. Schäfers: Mit dem Webpad kurz auf Visite, *Krankenhaus Technik+Management*, vol. 29, no. 5, pp. 23-24, Mai 2002
- [Sch02d] E. Schirmer: OP im Aufbruch, *Krankenhaus Technik+Management*, vol. 29, no. 5, pp. 18-19, Mai 2002
- [Sch02e] H.-U. Schmidt: Vom Krankenbett ins Internet, *Krankenhaus Technik+Management*, vol. 29, no. 10, p. 10, Okt 2002

- [Sch02f] H. Schmidt: Klarer Blick in den gesamten Körper: Europas erster Ganzkörper-Magnetresonanztomograph in der Berliner Charité, *Krankenhaus Technik+Management*, vol. 29, no. 10, p. 26, Okt 2002
- [Sch03] T.M. Schäfer, J. Maurer, W. Wiesbeck "Attenuation Measurements of Different Walls and Rooms in Hospitals" *15th International Zurich Symposium & Technical Exhibition on Electromagnetic Compatibility*, Zurich, Switzerland, 18-20 Feb 2003, pp. 635-638
- [Seg95] B. Segal, S. Retfalvi, and T. Pavlasek: "Silent" Malfunction of a Critical-Care Device caused by Electromagnetic Interference, *Biomedical Instrumentation & Technology*, pp. 350-354, Jul/Aug 1995
- [Sei92] S.Y. Seidel, T.S. Rappaport: 914MHz path loss prediction models for indoor wireless communications in multifloored buildings, *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, vol. AP-40, no. 2, pp. 207-217, Feb 1992
- [Sil92] J.L. Silberberg: Performance Degradation of Electronic Medical Devices due to Electromagnetic Interference, *Compliance engineering*, pp. 25-39, Jun 1992
- [Sir03] Siradel: Volcano Wave Propagation Tool, <http://www.siradel.com/>
- [Spe97] Q. Spencer, M. Rice, B. Jeffs, M. Jensen: A Statistical Model for Angle of Arrival in Indoor Multipath Propagation, *Proceedings IEEE Vehicular Technology Conference VTC'97*, Phoenix, Arizona, USA, pp. 1415-1419, 5.-8. May, 1997
- [Taf95] A. Taflove: Computational Electrodynamics, *The Finite-Difference Time-Domain Method*, Artech House, Boston, London
- [Tob99] R. Tobisch, W. Irnich: *Mobilfunk im Krankenhaus*, Schiele & Schön Verlag, Berlin, 1999
- [Tor97] R.P. Torres: CINDOOR: Computer tool for planning and design of Wireless Systems in enclosed spaces, *Microwave Engineering Europe*, Aug/Sep 1997
- [Tor99] R.P. Torres, L. Valle, M. Domingo, S. Loredó, M.C. Diez: An Engineering Tool for Planning and Design of Wireless Systems in Enclosed Spaces, *IEEE Antennas and Propagation Magazine*, vol. 41, no. 4, pp. 11-21, Aug 1999
- [Tre03] Trespa International B.V.: Plattenmaterial für Außen- und Innenanwendungen, <http://www.trespa.com/>

- [Tur98] J. Turcotte, D. Witters: A Practical Technique for Assessing Electromagnetic Interference in the Clinical Setting: Ad Hoc Testing, *Biomedical Instrumentation & Technology*, vol. 32, no. 3, pp. 241-253, May/June 1998
- [Vla95] P. Vlach, B. Segal, T. Pavlasek: The Measured & Predicted Electromagnetic Environment at Urban Hospitals, In *IEEE International Symposium on Electromagnetic Compatibility*, pp. 4-7, 1995
- [Wan00] Y. Wang, S. Safavi-Naeini, S.K. Chaudhuri: A Hybrid Technique Based on Combining Ray Tracing and FDTD Methods for Site-Specific Modeling of Indoor Radio Wave Propagation, *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, vol. 48, no. 5, pp. 743-753, May 2000
- [Whi90] H.W. Whittington, J.G. Wilson: Variations in the electrical properties of concrete with change in frequency, *IEE Proceedings*, vol. 137, no. 5, pp. 246-254, Sep 1990
- [Wie99] W. Wiesbeck: *Hochfrequenztechnik 2 – Antennen und Wellenausbreitung*, Skriptum zur Vorlesung an der Universität Karlsruhe (TH), Auflage Sommersemester 1999
- [Wil00] T. Williams: *EMC Richtlinien und deren Umsetzung*, Elektor-Verlag, Aachen, Germany, 2000
- [Wir03] Wireless Valley Communications, T.S. Rappaport: SitePlanner: Wireless Network Design, <http://www.wvcomm.com/>
- [Yee66] K.S. Yee: Numerical solution of initial boundary value problems in isotropic media, *IEEE Transactions Antennas and Propagation*, vol. 14, no. 2, pp. 302-307, 1966
- [Zwi95] T. Zwick, D. J. Cichon, W. Wiesbeck: Microwave propagation modeling in indoor environments, *Proceedings Mikrowellen und Optronik MIOP'95 International Conference*, Sindelfingen, Germany, pp. 629-633, ISBN 3-924651-45-0, May 30 - Jun 1, 1995
- [Zwi96] T. Zwick, F. Demmerle, W. Wiesbeck: Comparison of channel impulse response measurements and calculations in indoor environments, *Proceedings IEEE APS International Symposium AP'96*, Baltimore, Maryland, USA, pp. 1498-1501, 21-26 Jul 1996
- [Zwi97] T. Zwick, M.W. Döttling, W. Wiesbeck: Ray-based algorithms and results for wave propagation, In *Int. Conf. on Electromagnetics in Advanced Applications ICEAA 97*, pp. 107-110, Torino, Italy, Sep 15-18 1997

-
- [Zwi00a] T. Zwick, C. Fischer, D. Didascalou, W. Wiesbeck: A stochastic spatial channel model based on wave-propagation modeling, *IEEE Journal on Selected Areas in Communications*, vol. 18, no. 1, pp. 6-15, Jan 2000
- [Zwi00b] T. Zwick, T.M. Schäfer, W. Wiesbeck: Stochastic Indoor Path Loss Model, Based on Ray Optical Propagation Modeling, *Proceedings of European Wireless 2000*, Dresden, Germany, pp. 207-212, Sep 2000
- [Zwi00c] T. Zwick, W. Wiesbeck: Deterministische Modellierung der Wellenausbreitung in Gebäuden, *telekom praxis*, vol. 77, no. 10, pp. 17-25, Oct 2000
- [Zwi00d] T. Zwick: *Die Modellierung von richtungsaufgelösten Mehrwegegebäudefunkkanälen durch markierte Poisson-Prozesse*, Dissertation, Forschungsberichte aus dem Institut für Höchsthfrequenztechnik und Elektronik der Universität Karlsruhe (TH), Band 23, 2000

Lebenslauf

Persönliche Daten:

Name: Thomas Martin Schäfer
Geburtsdatum: 12. November 1973
Geburtsort: Karlsruhe
Staatsangehörigkeit: deutsch
Familienstand: ledig

Schulausbildung:

1980 - 1984 Sebastiansschule in Neuthard, Baden-Württemberg
1984 - 1993 Justus-Knecht-Gymnasium in Bruchsal, Baden-Württemberg
Abschluss: Allgemeine Hochschulreife

Studium und Berufsweg:

1993 - 1999 Studium der Physik an der Universität Karlsruhe (TH)
mit den Wahlfächern Informatik und Elektronik
Mai 1999 Diplom in Physik an der Universität Karlsruhe (TH)
Thema der Diplomarbeit: Funkwellenausbreitung im Tunnel
1999 - 2003 angestellt am Institut für Höchstfrequenztechnik und Elektronik
der Universität Karlsruhe (TH)
Mitarbeit in Forschung und Lehre
Arbeitsgebiete: Elektromagnetische Verträglichkeit in Kliniken,
Messung und Simulation der Funkwellenausbreitung in
Gebäuden und Tunneln, mobile Kommunikation zwischen
Fahrzeugen
Juni 2003 Promotion an der Fakultät für Elektrotechnik und
Informationstechnik der Universität Karlsruhe (TH)
Thema der Promotion: Experimentelle und simulative Analyse
der Funkwellenausbreitung in Kliniken