Ressortforschungsberichte zur kerntechnischen Sicherheit und zum Strahlenschutz

Bestimmung der Exposition gegenüber elektromagnetischen Feldern, die durch den Einsatz von Radio Frequency Identification (RFID) Technologien entstehen - Vorhaben 3609S80002

Auftragnehmer:
Seibersdorf Labor GmbH, Österreich

G. Schmid

R. Überbacher

S. Cecil

A. Escorihuela-Navarro

D. Sainitzer

A. Weinfurter

Das Vorhaben wurde mit Mitteln des Bundesministeriums für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit (BMU) und im Auftrag des Bundesamtes für Strahlenschutz (BfS) durchgeführt.

Bundesamt für Strahlenschutz

Dieser Band enthält einen Ergebnisbericht eines vom Bundesamt für Strahlenschutz im Rahmen der Ressortforschung des BMU (UFOPLAN) in Auftrag gegebenen Untersuchungsvorhabens. Verantwortlich für den Inhalt sind allein die Autoren. Das BfS übernimmt keine Gewähr für die Richtigkeit, die Genauigkeit und Vollständigkeit der Angaben sowie die Beachtung privater Rechte Dritter. Der Auftraggeber behält sich alle Rechte vor. Insbesondere darf dieser Bericht nur mit seiner Zustimmung ganz oder teilweise vervielfältigt werden.

Der Bericht gibt die Auffassung und Meinung des Auftragnehmers wieder und muss nicht mit der des BfS übereinstimmen.

BfS-RESFOR-65/12

Bitte beziehen Sie sich beim Zitieren dieses Dokumentes immer auf folgende URN:
urn:nbn:de:0221-201208089216

Salzgitter, August 2012

SEIBERSDORF LABORATORIES

R E P O R T

Bestimmung der Exposition gegenüber elektromagnetischen Feldern, die durch den Einsatz von Radio Frequency Identification (RFID) Technologien entstehen

Abschlussbericht

Gernot Schmid, Richard Überbacher, Stefan Cecil, Ana Escorihuela-Navarro, David Sainitzer, Andreas Weinfurter

18.06.2012
Exemplar 1
SL-LE-0004/11

V1.0

Verfasser:

Dipl. Ing. Gernot Schmid
Fachbereich EMV, Geschäftsfeld EMC & Optics
Seibersdorf Labor GmbH
A-2444 Seibersdorf

Dipl. Ing. Richard Überbacher
Fachbereich EMV, Geschäftsfeld EMC & Optics
Seibersdorf Labor GmbH
A-2444 Seibersdorf

Dipl. Ing. Stefan Cecil
Fachbereich EMV, Geschäftsfeld EMC & Optics
Seibersdorf Labor GmbH
A-2444 Seibersdorf

Ana Escorihuela-Navarro, MSc.
Fachbereich EMV, Geschäftsfeld EMC & Optics
Seibersdorf Labor GmbH
A-2444 Seibersdorf

David Sainitzer, MSc.
Fachbereich EMV, Geschäftsfeld EMC & Optics
Seibersdorf Labor GmbH
A-2444 Seibersdorf

Andreas Weinfurter, BSc.
Fachbereich EMV, Geschäftsfeld EMC & Optics
Seibersdorf Labor GmbH
A-2444 Seibersdorf

KURZZUSAMMENFASSUNG

Im Rahmen dieses Projekts wurde das Ausmaß der Exposition von Personen gegenüber den elektromagnetischen Feldern der RFID-Technologie auf Basis von Immissionsmessungen im Nahbereich konkreter Geräte, sowie durch numerische Berechnungen für ausgewählte praktisch relevante Expositionssituationen analysiert und auf Basis der ICNIRP Leitlinien von 1998 strahlenschutztechnisch bewertet. Zusätzlich erfolgten numerische Berechnungen der am Eingang von Herzschrittmachern induzierten Störspannungen. Alle relevanten, gegenwärtig von der RFID-Technologie benutzten Frequenzbereiche wurden berücksichtigt.

Im Hinblick auf RFID-Transponder zeigen die Ergebnisse, dass von ihnen in der Praxis keine strahlenschutztechnisch relevante Exposition ausgeht. Die von typischen aktiven RFID-Transpondern verursachten Expositionen liegen typischerweise mehrere Zehnerpotenzen unterhalb der gemäß ICNIRP 1998 anzuwendenden Basiswerte.

Bei einer Beurteilung der durch Mehrbit-RFID Lesegeräte verursachten Expositionen muss nach Gerätekategorie und Arbeitsfrequenzbereich unterschieden werden. Kleine stationäre oder handgehaltene Lesegeräte mit Lesereichweiten bis ca. 10 cm, die z.B. zum Lesen von elektronischen Reisepässen, Zutrittskarten, Tickets, etc. verwendet werden, arbeiten nach dem Prinzip der induktiven Kopplung bei 13,56 MHz oder 120 kHz und erwiesen sich aus strahlenschutztechnischer Sicht als unproblematisch. Auch bei diesen Geräten liegen die zu erwartenden Expositionen deutlich unterhalb der Basiswerte nach ICNIRP 1998. Auch bei den induktiv gekoppelten RF-Zutrittskontroll- und Identifikationssystemen (Arbeitsfrequenz 13,56 MHz) mit größerer (bis. ca. 80 cm) Reichweite kann aus den durchgeführten Messungen und Berechnungen geschlossen werden, dass unter üblichen in der Praxis denkbaren Bedingungen eine Überschreitung der Basiswerte nicht zu erwarten ist. Hingegen zeigten sich bei LF-Lesegeräten mit Reichweiten bis ca. 80 cm (Arbeitsfrequenz typisch ca. 120-125 kHz), bei Annäherung an die Antenne auf weniger als 20 cm teilweise Überschreitungen des Basiswertes für die induzierte Stromdichte im Zentralnervensystem. Bei UHF (868 MHz)- und Mikrowellen (2,45 GHz)-Lesegeräten ergaben die Messungen und numerischen Berechnungen, dass nur bei dauerhafter Annäherung an leistungsstarke Geräte mit Überschreitungen der SAR-Basiswerte zu rechnen ist.

Im Hinblick auf die Exposition durch die gegenwärtig am meisten verbreiteten Technologien für Geräte zur elektronischen Artikelsicherung (EAS) zeigten sich ebenfalls deutliche Technologieunterschiede. Während die durchgeführten Messungen und Analysen für Radiofrequenz (RF)-EAS-Systeme (typ. Arbeitsfrequenzbereich 7,5 - 8,9 MHz) keinen Hinweis für Überschreitungen der anzuwendenden Basiswerte gemäß ICNIRP 1998 in der Praxis ergaben, zeigten sich bei Geräten der akustomagnetischen (AM)-EAS Technologie (typ. Arbeitsfrequenz 58 kHz) teilweise Überschreitungen der genannten Basiswerte, wenn man den Antennen mit Kopf und/oder Rumpf bis auf wenige Zentimeter nahe kommt.

In Zusammenhang mit der strahlenschutztechnischen Beurteilung von RFID- und EAS-Systemen mit Arbeitsfrequenzen unterhalb von 10 MHz (insbesondere nahe oder unterhalb von 100 kHz) wird an dieser Stelle ausdrücklich angemerkt, dass die oben zusammengefasste Beurteilung unter Anwendung der EU-Ratsempfehlung 1999/519/EG durchgeführt wurde und damit **auf dem Beurteilungskonzept nach ICNIRP 1998** beruht, d.h., für Reizwirkungen mit der ausschließlich im Zentralnervensystem induzierten Stromdichte als Beurteilungsgrundlage. Es ist davon auszugehen, dass die Anwendung des neuen, von **ICNIRP 2010** veröffentlichten Beurteilungskonzepts auf Basis der im Gewebe induzierten elektrischen Feldstärke mit Basiswerten auch für Gewebe, die nicht zum Zentralnervensystem gehören, bei solchen Geräten zu **teilweise anderen Bewertungen und Schlussfolgerungen** führen kann.

Im Hinblick auf mögliche Störbeeinflussungen von Herzschrittmachern erwiesen sich ebenfalls RFID-Geräte und EAS-Systeme mit Arbeitsfrequenzen bei 58 kHz und 120 kHz und großen (z.B. am Boden montierten) Antennen als jene Technologien mit dem größten Störpotenzial. Bei ungünstiger Orientierung des Körpers und unmittelbarer Annäherung an die Antennen ergaben sich teilweise induzierte Störspannungen deutlich oberhalb der Störfestigkeitsprüfspannungen einschlägiger Normen für Herzschrittmacher.

ABSTRACT

In the frame of this project the extent of personal exposure against electromagnetic fields caused by various types of RFID equipment has been analyzed based on measurements on selected devices and numerical computations considering practically relevant exposure scenarios. The obtained results were assessed according to the ICNIRP guidelines published in 1998. Moreover, numerical computations were carried out in order to estimate disturbance voltages induced at the input of cardiac pacemakers. All relevant frequency bands used by present RFID devices were considered.

With respect to RFID transponders it was shown that they do not cause relevant exposure. Exposure figures caused by typical active RFID transponders can be expected several orders of magnitude below the corresponding basic restrictions according to ICNIRP 1998.

For the assessment of exposure caused by RFID reader devices a differentiation of device categories and operating frequencies is necessary. Small reader devices or handheld readers with operating ranges less than approximately 10 cm, e.g., for reading from or writing to electronic passports, tickets, etc., are based on inductive coupling at operating frequencies 13,56 MHz and 120 kHz. From the obtained results it can be concluded that these devices cause exposure well below the ICNIRP 1998 basic restrictions. Similarly, also measurement and computational results for inductively coupled RF access control and identification systems (13,56 MHz) with even higher operating ranges up to approximately 80 cm indicate that exposure above the basic restrictions is not to be expected for such devices under usual conditions in practice. In contrast, the obtained results for inductively coupled LF reading devices with operating ranges up to approximately 80 cm (operating frequency 120-125 kHz) showed that induced current densities in the central nervous tissue above the basic restrictions are possible for particular devices if a person approaches the antennas closer than 20 cm. Regarding UHF (868 MHz) and microwave (2,45 GHz) reader devices it was demonstrated that exposure above the basic restriction is not to be expected as long as a minimum distance to the antennas of 10 cm – 20 cm is maintained.

Concerning exposure from currently widest deployed Electronic Article Surveillance (EAS) technology also differences between technologies become obvious. While the numerous measurements and computations carried out did not give indications that radio frequency (RF)-EAS devices (operating frequency range typically 7,5-8,9 MHz) cause exposure above the basic restrictions defined in ICNIRP 1998, it could be demonstrated that for acoustomagnetic (AM)-EAS systems (operating frequency 58 kHz) exposure above the ICNIRP 1998 basic restrictions is possible, when approaching the antenna very closely, i.e., at unusual short distances of less than a few centimeters between the trunk and/or the head and the antenna.

With respect to the **assessment of the exposure** caused by the RFID- and EAS devices with operating frequencies less than 10 MHz (particularly close to and below 100 kHz), it must be noted that the assessment summarized above was carried out **based on** the **ICNIRP guidelines** published in **1998**, i.e., that the basic restriction in terms of current density was applied only to central nervous (CNS) tissue. It must be expected that the application of the new **assessment concept** recently published by **ICNIRP 2010**, which is based of induced electric field strength inside the tissue and which provides now also limits for all body tissues and not only for CNS tissue, **may lead to significant different** assessment results and **conclusions** for the mentioned device categories.

Regarding possible electromagnetic interference with cardiac pacemakers, again RFID- and EAS-devices with working frequencies 58 kHz and 120 kHz and large (e.g., floor standing) antennas showed up to have the highest potential for interference compared to the other investigated devices. In situations with adverse orientation of the body while approaching the antennas very closely the induced disturbance voltage at the pacemaker input was found to be higher than the corresponding disturbance test voltage levels defined in applicable standards for pacemakers.

ZUSAMMENFASSUNG

Ziel dieses Projektes war es, einen fundierten Überblick über das Ausmaß der Exposition von Personen gegenüber den elektromagnetischen Feldern, verursacht durch Geräte der Radio Frequency Identification (RFID)-Technologie einschließlich elektronische Artikelsicherungssysteme, für in der Praxis typische und mögliche ungünstige Expositionssituationen zu gewinnen.

Grundsätzlich unterliegen RFID Geräte der EU Richtlinie 1999/5/EG „über Funkanlagen und Telekommunikationsendeinrichtungen und die gegenseitige Anerkennung ihrer Konformität“, in deren Artikel 3 der „ …Schutz der Gesundheit und Sicherheit des Benutzers und anderer Personen…“ als eine der grundlegenden Anforderungen definiert ist. Zum Nachweis der Übereinstimmung mit den Anforderungen existiert für RFID Geräte die harmonisierte europäische Norm EN 50364:2010, die bezüglich der anzuwendenden Expositions-bewertungsmethoden auf die europäische Norm EN 62369-1:2009 verweist, in der Mess- und Beurteilungsverfahren unterschiedlicher Komplexität definiert sind. Unter anderem werden in EN 62369-1 auch, je nach Gerätekategorie unterschiedliche typische Expositionssituationen definiert (Distanzen zu Geräteantennen und Ausrichtungen des Körpers relativ zur Antenne), die für den Nachweis der Konformität angenommen werden können. Ein weiteres Ziel dieses Projektes war die Annahmen und Methoden von EN 62369-1 zu hinterfragen.

Zusätzlich zu den dosimetrischen Aspekten wurde auch die Frage eines möglichen Störpotenzials im Hinblick auf Störbeeinflussungen von Herzschrittmachern durch die von den RFID-Geräten emittierten elektromagnetischen Feldern, auf Basis numerischer Berechnungen der am Herzschrittmacher induzierten Störspannungen für unterschiedliche Expositionssituationen behandelt.

Alle relevanten, gegenwärtig für die RFID-Technologie genutzten Frequenzbereiche wurden dabei berücksichtigt.

In einem ersten Schritt erfolgte zunächst eine umfassende Bestandsaufnahme bezüglich der unterschiedlichen gegenwärtigen Ausprägungen der RFID-Technologie, deren strahlen-schutztechnisch relevanter Systemparameter und funkregulatorischer Rahmenbedingungen. Darauf aufbauend wurden messtechnische Untersuchungen der Immissionen in der Umgebung ausgewählter, auf Basis der Bestandsaufnahme strahlenschutztechnisch interessant erscheinender Gerätekategorien durchgeführt. Für jene Geräte, deren Immissionen nahe oder oberhalb der jeweils anzuwendenden, in der EU-Ratsempfehlung 1999/519/EG bzw. den ICNIRP Guidelines 1998 definierten Referenzwerte lagen, wurden zusätzlich numerische Berechnungen mit validierten Quellenmodellen der betrachteten RFID Geräte und mit unterschiedlichen anatomischen Körpermodellen Erwachsener und Kinder für unterschiedliche Expositionssituationen durchgeführt, um die relevanten intrakorporalen dosimetrischen Größen (SAR und im Gewebe induzierte Stromdichte) abschätzen zu können. Die Beurteilung der Mess- und Berechnungsergebnisse erfolgte ausschließlich auf Basis der ICNIRP Guidelines 1998 bzw. EU-Ratsempfehlung 1999/519/EG. Eine Beurteilung nach den neuen ICNIRP Guidelines 2010 (relevant für den Frequenzbereich bis 10 MHz) war aus Zeitgründen nicht im Umfang dieses Projekts inbegriffen.

Die Ergebnisse der messtechnischen Untersuchungen und numerischen Berechnungen lassen sich, gegliedert nach Gerätekategorien *Transponder*, *Mehrbit-RFID Lesegeräte* und *Geräte für die elektronische Artikelsicherung (EAS),* sowie *mögliche Störbeeinflussung von Herzschrittmachern*, folgendermaßen zusammenfassen:

Exposition durch RFID-Transponder

Alle Ergebnisse zeigen deutlich, dass die Exposition durch gegenwärtig eingesetzte und für den Gebrauch unmittelbar am Körper von Personen bestimmte aktive RFID Transponder sehr gering ist und typischerweise mehrere Zehnerpotenzen unterhalb der gegenwärtig empfohlenen Basiswerte gemäß ICNIRP 1998 liegt.

Im Hinblick auf gegenwärtige passive bzw. semipassive Transpondersysteme für den Gebrauch unmittelbar am Körper, zeigt sich für induktiv gekoppelte Systeme, dass das Tragen des Transponders zu keiner Erhöhung der Exposition im Vergleich zur Exposition durch das Leserfeld alleine führt. Im Gegenteil, es ist, aufgrund von Gegeninduktionseffekten, typischer Weise sogar eine geringfügige Schwächung der Exposition durch das Tragen eines Transponders, im Vergleich zur Exposition im Leserfeld ohne Transponder, zu erwarten. Bei passiven UHF- und Mikrowellentranspondern können, im Vergleich mit der Exposition durch das Leserfeld alleine, geringfügige lokale Expositionserhöhungen im Nahbereich der Transponder entstehen. Dies ist aber nicht als spezielle Eigenschaft von RFID Transpondern zu sehen, sondern ganz allgemein eine Folge von körpernahen Metallstrukturen in Expositionssituationen im Hochfrequenz- und Mikrowellenbereich.

Exposition durch Mehrbit-RFID Lesegeräte

Auf Basis der durchgeführten messtechnischen Untersuchungen und numerischen Berechnungen, ergänzt durch theoretische Betrachtungen, können für Mehrbit-RFID Lesegeräte die folgenden Schlussfolgerungen abgeleitet werden:

Bei Exposition durch Proximity-Lesegeräte (Reichweiten bis 10 cm), mit Arbeitsfrequenzen bei 120 kHz und 13,56 MHz, sowie durch handgehaltene RF-Lesegeräte und NFC-Mobiltelefone (beides ebenfalls bei 13,56 MHz), sind unter üblichen Nutzungsbedingungen keine Überschreitungen der in den ICNIRP Guidelines von 1998 bzw. in der EU-Ratsempfehlung 1999/519/EG definierten Basiswerte zu erwarten. Konservative Abschätzungen der SAR zeigen, dass die Exposition durch LF (120 kHz)- als auch durch RF(13,56 MHz)-Proximity Lesegeräte in der Praxis mehrere Zehnerpotenzen unterhalb der entsprechenden Basiswerte liegen. Gleichermaßen liegt beim praktischen Einsatz von LF-Proximity Lesegeräten die im Hinblick auf die Zellreizung relevante Basisgröße ($1cm^2$ Mittelwert der induzierten Stromdichte im Zentralnervensystem), aufgrund der üblicherweise großen Distanz zwischen Lesegerät und Kopf bzw. Rückenmark, mehrere Größenordnungen unter dem anzuwendenden Basiswert gemäß EU-Ratsempfehlung 1999/519/EG. Angemerkt wird an dieser Stelle, dass für LF-Proximity-Lesegeräte (120 kHz) bei Anwendung der neuen ICNIRP Guidelines 2010 ein abweichendes Beurteilungsergebnis nicht ausgeschlossen werden kann.

Im Hinblick auf die Exposition durch Vicinity-Lesegeräte (Reichweiten typ. bis ca. 80 cm) besteht aus strahlenschutztechnischer Sicht ein deutlicher Unterschied zwischen LF-Systemen (120 kHz) und RF-Systemen (13,56 MHz). Während für RF-Systeme die Immissionswerte (in Form der magnetischen Feldstärke) teilweise deutlich über den Referenzwerten für die Allgemeinbevölkerung liegen können, ergaben die durchgeführten numerischen Untersuchungen durchwegs SAR-Werte, die deutlich (für typische Expositionssituationen mehr als zwei Zehnerpotenzen) unterhalb der anzuwendenden Basiswerte für die Allgemeinbevölkerung liegen. Auch wenn eine Verallgemeinerung dieses Befundes auf Basis der Ergebnisse einer limitierten Anzahl von Geräten, die in dem Vorhaben untersucht wurden, nur mit Vorsicht erfolgen sollte, so erscheint die Möglichkeit einer Überschreitung der Basiswerte bei Exposition durch RF-Vicinity Systeme in der Praxis, selbst bei unmittelbarer Annäherung an die Antennen, als äußerst unwahrscheinlich. Dem gegenüber zeigten die numerischen Berechnungsergebnisse bei Exposition gegenüber LF-Vicinity Lesegeräten deutlich, dass speziell bei Geräten mit großen Reichweiten für kleine Transponder (ohne Eisenkern) Überschreitungen der Basiswerte ($1cm^2$ Mittelwert der induzierten Stromdichte im Zentralnervensystem) für die Allgemeinbevölkerung gemäß ICNIRP 1998 bzw. 1999/519/EG, selbst bei seitlichem Abstand von 20 cm zu den Antennen nicht ausgeschlossen werden können. Auch hier muss wieder angemerkt werden, dass sich dieses Beurteilungsergebnis bei Anwendung der neuen ICNIRP Guidelines 2010, im Sinne einer größeren Grenzwertüberschreitung bzw. einer Grenzwertüberschreitung in größeren Distanzen zur Antenne ändern könnte.

Im Bereich der UHF (868 MHz)- und Mikrowellen (2,45 GHz) Lesegeräte zeigen die durchgeführten Analysen, dass Überschreitungen der SAR-Basiswerte für die Allgemeinbevölkerung gemäß ICNIRP 1998 bzw. 1999/519/EG für Distanzen > ca. 1 m ausgeschlossen werden können, sofern die Lesegeräte der gegenwärtigen Funkregulierung entsprechen. Auf Grundlage der durchgeführten numerischen Berechnungen mit unterschiedlichen Körpermodellen und SAR Messungen mit konkreten Gerätemodellen kann auch bei geringeren Distanzen zur Antenne (> ca. 10 cm) für in der Praxis übliche Szenarien mit großer Wahrscheinlichkeit davon ausgegangen werden, dass es zu keinen Überschreitungen der Basiswerte für die Allgemeinbevölkerung kommt. Für unmittelbare Annäherung an die Antenne (< ca. 10 cm) können bei längerer Expositionsdauer Überschreitungen der lokalen SAR Basiswerte nicht mehr ausgeschlossen werden, sind jedoch nicht zwingend zu erwarten. In solchen Fällen spielt, neben dem konkreten Abstand zur Antenne, vor allem die Antennengeometrie eine zentrale Rolle. Eine Abklärung der Konformität zu den Basiswerten kann in solchen Situationen nur durch SAR-Messungen mit den konkret zur Diskussion stehenden Lesegeräten bzw. numerischen Berechnungen mit validierten Quellenmodellen erfolgen.

Exposition durch Geräte zur Elektronischen Artikelsicherung (EAS)

Die mit bzw. an EAS-Systemen gewonnenen Mess- und Berechnungsergebnisse zeigen aus strahlenschutztechnischer Sicht, d.h., bei Vergleich der Immissionswerte bzw. der relevanten dosimetrischen Größen mit den jeweiligen Referenz- bzw. Basiswerten gemäß ICNIRP 1998, zunächst deutliche technologiespezifische Unterschiede.

Bei Radiofrequenz (RF)-EAS Systemen (Frequenzbereich typ. 8,2 MHz) zeigen sich im Hinblick auf die Beurteilung der thermischen Wirkung selbst bei sehr geringer Distanz zu den Antennen und ungünstiger Ausrichtung des Körpers nur vergleichsweise geringe SAR-Werte (sowohl lokal als auch Ganzkörpermittelwerte). Dies gilt speziell für RF-EAS Systeme die mit gepulster Magnetfeld-Aussendung, mit üblicherweise großem Verhältnis von Spitzenwert zu Effektivwert (zeitlich über zumindest eine Pulsperiode bestimmt) arbeiten. Aber auch bei allen anderen betrachteten RF-EAS-Systemen, d.h., auch jene mit kontinuierlicher Aussendung sind nur SAR-Werte unterhalb der Basiswerte für die Allgemeinbevölkerung zu erwarten, selbst wenn die lokal messbaren Feldgrößen nahe den Antennen oberhalb der jeweils anzuwendenden Referenzwerte liegen.

Im Hinblick auf die Reizwirkung zeigten sich bei allen betrachteten akustomagnetischen (AM)-EAS Systemen (Frequenzbereich typ. 58 kHz) lokal deutliche Überschreitungen der anzuwendenden Spitzen-Referenzwerte für die magnetische Flussdichte für die Allgemeinbevölkerung, selbst noch in Abständen von 50 cm zu den Antennen. Auch der gemäß EN 62369-1 als Bewertungsgrundlage heranzuziehende räumliche Mittelwert der magnetischen Flussdichte im Höhenbereich zwischen 85 cm und 145 cm, in Abständen zwischen 20 cm und 50 cm zu den Antennen, lag bei allen betrachteten AM-EAS Systemen noch deutlich oberhalb des Referenzwertes für die Allgemeinbevölkerung. Die detaillierte Analyse der induzierten Stromdichten auf Basis numerischer Berechnungen unter Verwendung anatomischer Körpermodelle zeigte jedoch, dass die Basiswerte für die über 1 cm^2 Gewebe gemittelte induzierte Stromdichte im Zentralnervensystem nur bei Annäherung an die Antennen von deutlich weniger als ca. 10 cm überschritten werden. Derartige Situationen können in der Praxis nicht ausgeschlossen werden.

Im Gegensatz dazu wurden lokale Überschreitungen der Referenzwerte für die Allgemeinbevölkerung bei RF-EAS-Systemen, wenn überhaupt, nur in unmittelbarer Nähe (< 20 cm von den Antennen) festgestellt. Bei räumlicher Mittelung der Immissionswerte über das in EN 62369-1 definierte Messgitter lagen die Beurteilungswerte bei allen betrachteten RF-EAS-Systemen unterhalb der Referenzwerte für die Allgemeinbevölkerung. Ebenso zeigte die detaillierte numerische Analyse der durch die betrachteten RF-EAS Systeme im Gewebe induzierten Stromdichten, dass in der Praxis mit keiner Überschreitung der entsprechenden Basiswerte für die Allgemeinbevölkerung zu rechnen ist.

Bei Deaktivatoren für AM-EAS und RF-EAS Etiketten kann davon ausgegangen werden, dass es im üblichen Betrieb zu keiner Überschreitung der in ICNIRP 1998 definierten Basiswerte für berufliche Exposition und die Allgemeinbevölkerung in Form der maximalen über 1 cm^2 quer zur Stromflussrichtung gemittelten Körperstromdichte im Zentralnervengewebe kommt, obwohl die lokalen Magnetfeld-Spitzenwerte nahe der Geräteoberfläche während der Deaktivierung um Größenordnungen oberhalb der Referenzwerte liegen. Dies ist darauf zurückzuführen, dass im normalen Gebrauch Kopf und Rückenmark ausreichend weit vom Deaktivator entfernt sind.

Ausdrücklich angemerkt wird an dieser Stelle nochmals, dass die oben zusammengefasste Beurteilung unter Anwendung der EU-Ratsempfehlung 1999/519/EG durchgeführt wurde und damit **auf dem Beurteilungskonzept nach ICNIRP 1998** beruht, d.h., für Reizwirkungen mit der ausschließlich im Zentralnervensystem induzierten Stromdichte als Beurteilungsgrundlage. Das neue von ICNIRP 2010 veröffentlichte Beurteilungskonzept verwendet die im Gewebe induzierte elektrische Feldstärke als Bewertungsgrundlage. Für diese Größe werden in ICNIRP 2010, anders als in ICNIRP 1998, nicht nur Basiswerte für das Zentralnervensystem, sondern, in konservativer Weise, auch für alle anderen Gewebe definiert, um auch vor Stimulationseffekten in peripheren Nerven Schutz zu bieten. Es ist davon auszugehen, dass die Anwendung dieses neuen Beurteilungskonzepts bei Geräten mit Arbeitsfrequenzen unterhalb von 10 MHz (insbesondere nahe oder unterhalb von 100 kHz), zu teilweise anderen Bewertungen und Schlussfolgerungen führen kann.

Induzierte Störspannung am Eingang von Herzschrittmachern.

Die Berechnungsergebnisse zeigten zunächst deutlich, dass vor allem die induktiv bzw. magnetisch gekoppelten RFID bzw. EAS Systeme im unteren Frequenzbereich das größte Störpotenzial besitzen, wenn man dafür das Verhältnis der in den untersuchten Szenarien induzierten Störspannung zu den Störspannungsschwellwerten aus dem Normentwurf DIN VDE 0848-3-1 bzw. den Prüfspannungswerten aus EN 45502-2-1 als Bewertungsgröße heranzieht.

Die für ein Mikrowellen-RFID Gerät (2,45 GHz) berechneten Störspannungen lagen, selbst bei Annäherung auf ca. 7 cm zur Antenne deutlich (mehr als eine Zehnerpotenz) unterhalb der Störspannungsschwellwerte für angemessen störfeste Herzschrittmacher gemäß dem Normentwurf DIN VDE 0848-3-1. Da das untersuchte Gerät hinsichtlich der Strahlungsleistung (ca. 375 mW EIRP) bereits relativ nahe an der Strahlungsleistungsgrenze für diese allgemeine Gerätekategorie (500 mW EIRP) gemäß der gegenwärtigen deutschen Funkregulierung arbeitet, kann generell davon ausgegangen werden, dass Mikrowellen-RFID Geräte relativ geringes Störpotenzial im Hinblick auf die Beeinflussung von angemessen störfesten Herzschrittmachern besitzen. Aufgrund des deutlichen Abstandes der berechneten Störspannungen zu den Störspannungsschwellwerten kann diese Aussage für realistische Szenarien in der Praxis auch noch für Sendeleistungen bis 4 W EIRP (funkregulatorisches Limit für innerhalb geschlossener Räume betriebene Geräte) und einem Mindestabstand von ca. 10 cm aufrecht erhalten werden.

Im Fall eines betrachteten UHF-RFID Gerätes (868 MHz) zeigten sich bei Annäherung auf ca. 7 cm zur Geräteantenne berechnete Störspannungen in der Größenordnung bzw. geringfügig oberhalb der Störspannungsschwellwerte für angemessen störfeste Herzschrittmacher gemäß Normentwurf DIN VDE 0848-3-1. Für UHF Lesegeräte Geräte, die (wie das konkret betrachtete Gerät) nahe der funkregulatorisch maximal zulässigen Sendeleistung von 2 W ERP betrieben werden, ist daher eine Störbeeinflussung bei Annäherung auf wenige Zentimeter zur Antenne nicht mehr auszuschließen.

Die Simulationsrechnungen für ein RF-Vicinity Zutrittskontrollsystem (13,56 MHz) ergaben ausschließlich induzierte Störspannungen deutlich (zumindest einen Faktor 2) unterhalb der Störschwellen nach dem Normentwurf DIN VDE 0848-3-1 (für eingeschränkt störfeste und angemessen störfeste Schrittmacher) und EN 45502-2-1, selbst bei Annäherung auf nur wenige Zentimeter an die Antenne. Da die Emissionen des betrachteten System schon

relativ nahe der maximalen aus funkregulatorischer Sicht erlaubten Aussendungen liegen, kann gefolgert werden, dass allgemein von RF-Vicinity Systemen bei 13,56 MHz unter üblichen Bedingungen in der Praxis kein relevantes Risiko bezüglich einer Störbeeinflussung von Herzschrittmachern ausgeht.

Etwas anders stellt sich, wie bereits oben erwähnt, die Situation bei den induktiv bzw. magnetisch gekoppelten RFID bzw. EAS Systemen im Frequenzbereich unterhalb von ca. 10 MHz dar. Bei den tiefer liegenden Arbeitsfrequenzen zeigen die Systeme zunehmend höheres Störpotenzial.
Für RF-EAS Systeme mit Arbeitsfrequenzen um ca. 8,2 MHz zeigen die Berechnungen induzierte Störspannungen, die bei unmittelbarer Annäherung an die Antennen (d = 2 cm) im Bereich oberhalb der in Normentwurf DIN VDE 0848-3-1 definierten Störspannungs-schwellwerte für angemessen und eingeschränkt störfeste Implantate liegen können, jedoch unterhalb der in EN 45502-2-1 definierten Prüfspannungswerte. Dies ist aus rechtlicher Sicht insofern interessant, als aktuelle deutsche Rechtsakte (z.B. Verordnung über das Nachweisverfahren zur Begrenzung elektromagnetischer Felder BEMFV vom 20.08.2002) die Einhaltung der im Normentwurf DIN VDE 0848-3-1 definierten Grenzwerte fordern, sich dabei allerdings auf die zurückgezogene Ausgabe Februar 2001 des genannten Normentwurfs beziehen. Die Tatsache, dass die in Ausgabe Februar 2001 des genannten Dokuments definierten Störschwellwerte und damit auch die daraus abgeleiteten externen Feldstärken deutlich geringer sind als jene für eingeschränkt störfeste Herzschrittmacher gemäß der für Bewertungen in diesem Vorhaben zugrunde gelegten aktuellen Ausgabe Ausgabe Mai 2002, vergrößert mögliche Bewertungsunterschiede.

Induktiv bzw. magnetisch gekoppelte RFID bzw. EAS Systeme im Frequenzbereich 58 kHz und 120 kHz besitzen bei unmittelbarer Annäherung an die Antennen offensichtlich das größte Störpotenzial. Gemäß den Berechnungsergebnissen können hier bei unmittelbarer Annäherung an die Antennen (< ca. 10 cm) und ungünstiger Ausrichtung des Körpers zu den Antennen die induzierten Störspannungen am Herzschrittmachereingang oberhalb der in EN 45502-2-1 definierten Prüfspannungswerte und damit auch deutlich oberhalb in Normentwurf DIN VDE 0848-3-1 definierten Störspannungsschwellwerte für angemessen und eingeschränkt störfeste Implantate liegen. In Zusammenhang mit der Tatsache, dass, oftmals bedingt durch die unbedachte Aufstellung von Waren nahe den Antennen, derartig ungünstige Konstellationen in der Praxis nicht auszuschließen sind, muss den akustomagnetischen EAS-Anlagen das größte Störpotenzial aller im Rahmen dieses Vorhabens betrachteten Systeme bescheinigt werden.

Die Berechnungsergebnisse mit dem Deaktivator für akustomagnetische EAS Labels zeigen während des Deaktivierungsimpulses im Fall einer (sehr tief) vor dem Deaktivator sitzenden Person induzierte Störspannungswerte in der Größenordnung der Schwellwerte für angemessen störfeste Implantate bzw. der Prüfspannungswerte nach EN 45502-2-1, d.h., auch solche Geräte besitzen in der Praxis möglicherweise ein relevantes Störpotenzial.

Grundsätzlich ist anzumerken, dass aus den angeführten Berechnungsergebnissen keine Pauschalurteile über die betrachteten RFID-Gerätetechnologien bezüglich einer Gefährdung von Herzschrittmacherpatienten abgeleitet werden können. Die gezeigten Berechnungsergebnisse stellen, aufgrund der aus aufwandsgründen limitierten Anzahl betrachteter Szenarien nur einen Indikator dar, welche Technologien unter ungünstigen Umständen zu einer Störbeeinflussung führen können. Die in einer Situation in der Praxis tatsächlich auftretende induzierte Störspannung am Herzschrittmachereingang hängt von vielen, individuell sehr unterschiedlichen Parametern ab (Implantationsart, Elektrodentype, -verlauf,- und -konfiguration, Ausrichtung des Körpers zum Feldvektor (zur Quelle), anatomische Verhältnisse, Feldverteilung, Feldintensität, etc.). Für die Beurteilung der Wahrscheinlichkeit des Auftretens einer Störbeeinflussung sind zudem noch schrittmacherspezifische Kenngrößen, wie Detektionsempfindlichkeit, etc. von Bedeutung.

Zusammenfassend ist auf Basis der Berechnungsergebnisse festzuhalten, dass magnetisch bzw. induktiv gekoppelten RFID- und EAS-Systemen, vor allem im Frequenzbereich unter

150 kHz, sowohl unter dosimetrischen Gesichtspunktent, als auch im Hinblick auf mögliche Störbeeinflussungen von Herzschrittmachern, aus strahlenschutztechnischer Sicht in der Praxis besonderes Augenmerk geschenkt werden sollte. Dies gilt insbesondere dann, wenn eine beliebige Annäherung an die Antennen möglich ist und keine angemessenen Warnhinweise vorhanden sind.

Betreffend die in EN 62369-1 definierten Bewertungsmethoden ist festzustellen, dass die dort definierten Methoden zwar insofern konsistent sind, als bei Unterschreitung der Referenzwerte durch den Raummittelwert der Immissionen im definierten Mittelungs-volumen, auch die Unterschreitung der Basiswerte nach ICNIRP 1998 gegeben war, allerdings erscheinen die definierten Expositionssituationen (z.B. 20 cm seitlicher Abstand von RFID- bzw. EAS Antennen) und die daraus abgeleiteten Messpositionen/Messgitter in der Praxis nicht immer realistisch. Zur Beantwortung der Frage, ob die oben genannte Konsistenz zwischen Referenzwerten und Basiswerten, auch bei Anwendung des Beurteilungskonzepts nach ICNIRP 2010 aufrecht gehalten werden kann ist, sind weiterführende Analysen notwendig.

INHALT

A. BESTANDSAUFNAHME 14

1 EINLEITUNG 14

2 RFID-TECHNOLOGIE UND MARKTÜBERSICHT 15

2.1 Begriffsbestimmungen 15

2.2 Einteilungskriterien der RFID-Technologie 17

2.3 Nutzbare Frequenzbereiche für die RFID-Technologie 17

2.4 (Mehrbit-) RFID-Systeme 19

2.4.1 Induktiv gekoppelte RFID-Systeme 20
2.4.2 Kapazitiv gekoppelte RFID-Systeme 24
2.4.3 Strahlungsgekoppelte RFID-Systeme 24

2.5 EAS-Systeme (Einbit-RFID-Systeme) 27

2.5.1 Radiofrequenz-Systeme 27
2.5.2 Mikrowellen-Systeme 28
2.5.3 Frequenzteiler-Systeme 29
2.5.4 Elektromagnetische Systeme 29
2.5.5 Akustomagnetische Systeme 29
2.5.6 Einsatzhäufigkeit in der Praxis 30

2.6 NFC (Near Field Communication) 30

3 LITERATURRECHERCHE BEZÜGLICH EXPOSITION VON PERSONEN DURCH RFID-SYSTEME 33

3.1 Exposition bezüglich direkter Wirkungen 33

3.2 Störbeeinflussung elektronischer Implantate 36

4 SYNOPSE DER REGELWERKE UND EMPFEHLUNGEN FÜR DIE BEGRENZUNG DER EXPOSITION 39

4.1 Methoden der Expositionsermittlung nach EN 62369-1 39

4.1.1 Bewertung auf Basis der Referenzwerte 40
4.1.2 Bewertung auf Basis von SAR-Messungen 40
4.1.3 Numerische Modellierung und Bewertung anhand der Basiswerte 40
4.1.4 Unsicherheiten 41

4.2 Beurteilung aktiver Transponder nach EN 50371 bzw. EN 62479 41

4.3 Schutz von Personen mit aktiven Körperhilfsmitteln 42

5 MESS-, BERECHNUNGS- UND BEURTEILUNGS-METHODEN 44

5.1 E- und H-Feldmessungen zum Vergleich mit Referenzwerten 44

5.1.1 Definition von Messpositionen nach EN 62369-1 44
5.1.2 Betrachtete Messpositionen 46
5.1.3 Verwendete Messgeräte und Messunsicherheit 48

5.2 Fernfeld-Messungen zur Quellenvalidierung 49

5.3 Lokale H-Feldmessungen zur Quellenvalidierung 49

5.4 SAR-Messungen zur Quellenvalidierung 50

5.5 FDTD-Berechnungen im Frequenzbereich 8,2 MHz – 2.450 MHz 50

5.6 Frequenzskalierungsmethode im Frequenzbereich 58-125 kHz 50

5.7 Verwendete Körpermodelle 51

5.8 Beurteilung der Ergebnisse nach ICNIRP 1998 51

5.8.1 Hinweis auf möglicherweise abweichende Beurteilungsergebnisse (bis 10 MHz) bei Anwendung von ICNIRP 2010 51

5.8.2 Beurteilung im Frequenzbereich 100 kHz bis 10 MHz 51

5.9 Numerische Unsicherheiten der räumlichen Mittelung 53

5.9.1 Mittelung der induzierten Stromdichte (bis 10 MHz) 53

5.9.2 Mittelung der SAR (ab 100 kHz) 59

5.10 Begriffsbestimmungen für die Ergebnisdarstellung 59

5.10.1 Kenngrößen für Signale im Zeitbereich 59

5.10.2 Kennzeichnung der räumlichen Lage des Feldvektors 61

5.10.3 Lokale und räumlich gemittelte Feldgrößen 61

B. EXPOSITION DURCH TRANSPONDER 63

6 EXPOSITION DURCH AKTIVE TRANSPONDER 64

6.1 Aktive Transponder im Frequenzbereich 433 MHz 66

6.1.1 Messtechnische Charakterisierung 66

6.1.2 Numerische Quellenmodellierung 67

6.1.3 Validierung des numerischen Quellenmodells 67

6.1.4 Betrachtete Expositionsszenarien 68

6.1.5 Unsicherheitsbetrachtung 70

6.2 Aktive Transponder im Frequenzbereich 868 MHz 71

6.2.1 Messtechnische Charakterisierung 71

6.2.2 Numerische Quellenmodellierung 72

6.2.3 Validierung des numerischen Quellenmodells 72

6.2.4 Betrachtete Expositionsszenarien 73

6.2.5 Unsicherheitsbetrachtung 75

6.3 Aktive Transponder im Frequenzbereich 2,45 GHz 76

6.3.1 Messtechnische Charakterisierung 76

6.3.2 Numerische Quellenmodellierung 77

6.3.3 Validierung des numerischen Quellenmodells 77

6.3.4 Betrachtete Expositionsszenarien 78

6.3.5 Unsicherheitsbetrachtung 80

7 EXPOSITION DURCH PASSIVE TRANSPONDER 81

7.1 Induktiv gekoppelte 13,56 MHz Transponder 81

7.1.1 Modellierung des Transponders 81

7.2 Verhältnisse bei subharmonischen Verfahren 83

7.3 Verhältnisse bei sequentiellen Verfahren 84

7.3.1 Induktiv gekoppelte Transponder bei sequentiellen Verfahren 84

7.3.2 Sequentielle Oberflächenwellen- und Mikrowellen-Transponder 84

8 BEWERTUNG DER EXPOSITION DURCH TRANSPONDER 86

C. EXPOSITION DURCH EAS-GERÄTE 87

9 EXPOSITION DURCH GERÄTE FÜR DIE ELEKTRONISCHE ARTIKELSICHERUNG (EAS) 87

9.1 Einleitende Bemerkungen 87

9.2 Häufigkeiten unterschiedlicher Geräte bzw. Hersteller 88
9.2.1 Herstellerpräsenz 88
9.2.2 Technologiepräsenz 88
9.2.3 Häufigkeiten von EAS-Modellen 89
9.3 Messungen im Einzelhandel 90
9.3.1 Messmethode und Messunsicherheit 91
9.3.2 AM-System *Ultra Exit* 91
9.3.3 AM-System *Digital Euro ProMax* 94
9.3.4 AM-System *ProMax IV* 96
9.3.5 RF-System *PG27* 98
9.3.6 RF-System *EQ45* 101
9.3.7 RF-System *Trend* 104
9.3.8 RF-System *Evolve G20* 106
9.3.9 AM-System *Stargate* 108
9.3.10 RF-System *Vezia* 111
9.3.11 RF-System Prestigeguard 113
9.3.12 Zusätzliche Messungen an einem Referenzpunkt 116
9.3.13 Zusammenfassung der Messungen im Einzelhandel 116
9.4 Messungen unter Laborbedingungen und numerische Berechnungen 118
9.4.1 Messmethode und Messunsicherheit 119
9.4.2 Allgemeine Expositionsszenarien 120
9.4.3 Exposition von Personen mit metallischen Implantaten 124
9.4.4 AM-EAS System *Ultra Exit* 131
9.4.5 AM-EAS System *Ultra Post* 135
9.4.6 RF-EAS System *PG39 – Pulse Listen Mode* 141
9.4.7 RF-EAS System *PG39 – Sweep Mode* 147
9.4.8 RF-EAS System *Trend* 150
9.4.9 RF-EAS System *Evolve G20* 154
9.4.10 Deaktivator für AM-EAS Etiketten 157
9.4.11 Deaktivator für RF-EAS Etiketten 166
9.5 Zusammenfassende Bewertung der Exposition durch EAS-Systeme .. 173
D. EXPOSITION DURCH RFID-LESEGERÄTE 175
10 EXPOSITION DURCH MEHRBIT-RFID LESEGERÄTE 175
10.1 Messtechnische Untersuchungen 175
10.2 Expositionsszenarien für die numerischen Berechnungen 175
10.2.1 Allgemeine Expositionsszenarien 175
10.2.2 Exposition von Personen mit metallischen Implantaten 175
10.3 LF-Zutrittskontrollsysteme (Proximity Coupling, 120 kHz) 176
10.3.1 Messtechnische Charakterisierung der emittierten Signale 178
10.3.2 Messunsicherheit 178
10.3.3 Ergebnisse der Immissionsmessung und Bewertung 179
10.4 LF-Zutrittskontrollsysteme (Vicinity Coupling, 120 kHz) 179
10.4.1 Messtechnische Charakterisierung der emittierten Signale 179
10.4.2 Messunsicherheit 179
10.4.3 Ergebnisse der Immissionsmessungen 180
10.4.4 Bewertung der Messergebnisse 180
10.4.5 Validierung des numerischen Quellenmodells 181
10.4.6 Betrachtete Expositionsszenarien 184
10.4.7 Berechnungsergebnisse 185
10.4.8 Unsicherheit der Berechnungsergebnisse 188

10.4.9 Gesamtbewertung von Mess- und Berechnungsergebnissen 188
10.5 LF-Vicinity Systeme zur Tieridentifikation (120 kHz) 188
10.5.1 Messtechnische Charakterisierung der emittierten Signale 188
10.5.2 Messunsicherheit 189
10.5.3 Ergebnisse der Immissionsmessungen 189
10.5.4 Bewertung der Messergebnisse 190
10.6 RF-Zutrittskontrollsysteme (Proximity Coupling, 13,56 MHz) 191
10.6.1 Messtechnische Charakterisierung der emittierten Signale 192
10.6.2 Messunsicherheit 192
10.6.3 Ergebnisse der Immissionsmessungen und Bewertung 192
10.7 Stationäre RF-Lesegeräte (Proximity Coupling, 13,56 MHz) 193
10.8 Handgehaltene RF-Lese-/Schreibgeräte (13,56 MHz) 193
10.8.1 Messtechnische Charakterisierung der emittierten Signale 193
10.8.2 Messunsicherheit 194
10.8.3 Ergebnisse der Immissionsmessungen und Bewertung 194
10.9 NFC-Mobiltelefone (13,56 MHz) 195
10.9.1 Messtechnische Charakterisierung der emittierten Signale 196
10.9.2 Messunsicherheit 196
10.9.3 Ergebnisse der Immissionsmessungen und Bewertung 196
10.10 RF-Zutrittskontrollsysteme (Vicinity Coupling, 13,56 MHz) 198
10.10.1 Messtechnische Charakterisierung der emittierten Signale 198
10.10.2 Messunsicherheit 199
10.10.3 Messergebnisse 200
10.10.4 Bewertung der Messergebnisse 203
10.10.5 Validierung des numerischen Quellenmodells 203
10.10.6 Betrachtete Expositionsszenarien 203
10.10.7 Berechnungsergebnisse 207
10.10.8 Unsicherheit der Berechnungsergebnisse 208
10.10.9 Gesamtbewertung von Mess- und Berechnungsergebnissen 208
10.11 RF-Vicinity Lesegerät für Bibliotheken (13,56 MHz) 209
10.11.1 Messtechnische Charakterisierung der emittierten Signale 209
10.11.2 Messunsicherheit 210
10.11.3 Ergebnisse der Immissionsmessungen 210
10.11.4 Bewertung der Messergebnisse 211
10.11.5 Validierung des numerischen Quellenmodells 211
10.11.6 Betrachtete Expositionsszenarien 213
10.11.7 Berechnungsergebnisse 214
10.11.8 Unsicherheit der Berechnungsergebnisse 214
10.11.9 Gesamtbewertung von Mess- und Berechnungsergebnissen 215
10.12 Handgehaltene UHF Lesegeräte (868 MHz) 215
10.12.1 Messtechnische Untersuchung der emittierten Signale 216
10.12.2 Messunsicherheit 216
10.12.3 Ergebnisse der Immissionsmessungen und Bewertung 216
10.13 Stationäre UHF Lesegeräte (868 MHz) 218
10.13.1 Gerät Typ 1 (Nedap) 219
10.13.2 Gerät Typ 2 (IdentMX) 223
10.13.3 Gesamtbewertung von Mess- und Berechnungsergebnissen 230
10.14 Stationäre Mikrowellen Lesegeräte (2,45 GHz) 231
10.14.1 Messtechnische Charakterisierung der emittierten Signale 232
10.14.2 Messunsicherheit 232

10.14.3 Ergebnisse der Immissionsmessungen und Bewertung 232
10.14.4 Validierung des numerischen Quellenmodells 234
10.14.5 Betrachtete Expositionsszenarien 235
10.14.6 Berechnungsergebnisse 236
10.14.7 Unsicherheit der Berechnungsergebnisse 237
10.14.8 Gesamtbewertung von Mess- und Berechnungsergebnissen 237
10.15 Zusammenfassende Bewertung von Expositionen durch Mehrbit-RFID Lesegeräte 237
E. MÖGLICHE STÖRBEEINFLUSSUNG VON HERZSCHRITTMACHERN 239
11 NUMERISCHE BERECHNUNG DER INDUZIERTEN STÖRSPANNUNG AM EINGANG VON IMPLANTIERBAREN HERZSCHRITTMACHERN 239
11.1 Auswahl der betrachteten RFID-Feldquellen 240
11.1.1 Störschwellen nach Normentwurf DIN VDE 0848-3-1 und Prüfspannungen nach EN 45502-1-1 240
11.1.2 Vergleich der Immissionswerte von RFID Geräten mit den zulässigen Feldstärken nach Normentwurf DIN VDE 0848-3-1 242
11.2 Berechnungsmethoden 244
11.3 Modellbildung 244
11.4 Betrachtete Expositionsszenarien 246
11.5 Betrachtete Schrittmacherparameter 248
11.6 Berechnungsergebnisse 249
11.6.1 Bipolare versus unipolare Elektrodenkonfiguration 249
11.6.2 Links-pektorale versus rechts-pektorale Implantationsart 250
11.6.3 Elektrodenquellimpedanz 251
11.6.4 Vergleich der induzierten Störspannung mit den Schwell- und Prüfspannungswerten nach Normentwurf DIN VDE 0848-3-1 und EN 45502-2-1 252
11.7 Bewertung der Berechnungsergebnisse 253
F. LITERATUR 256

A. BESTANDSAUFNAHME

1 EINLEITUNG

Obwohl mit den elektronischen Artikelsicherungssystemen (EAS) RFID-Anwendungen bereits seit deutlich mehr als einem Jahrzehnt verbreitet sind, erlebt die RFID-Technik gegenwärtig einen neuen Aufschwung. Durch die Vielfalt der denkbaren Anwendungen und Einsatzgebiete dieser Technik in fast allen Produktions- und Dienstleistungssparten und nicht zuletzt durch Stichworte wie das „Internet der Dinge“, ist RFID zu einer Technologie geworden, der in den nächsten Jahren großes technologisches und wirtschaftliches Potenzial prognostiziert wird.

Die sich gleichzeitig mit der Verbreitung der RFID-Technologie stellende Frage nach der Exposition von Personen gegenüber den von RFID-Geräten verursachten elektromagnetischen Feldern soll im Zuge dieses Vorhabens auf Basis repräsentativer messtechnischer und numerischer Untersuchungen behandelt werden.

Vorangestellt wird eine Bestandsaufnahme der gegenwärtigen RFID-Technik im Hinblick auf deren strahlenschutztechnisch relevante Parameter, eine Zusammenfassung bereits vorliegender wissenschaftlicher Literatur zum Thema der Exposition von Personen in den elektromagnetischen Feldern von RFID-Geräten, sowie eine Synopse der gegenwärtigen Regelwerke zum Schutz von Personen vor gesundheitlich nachteiligen Effekten solcher elektromagnetischen Felder.

2 RFID-TECHNOLOGIE UND MARKTÜBERSICHT

2.1 Begriffsbestimmungen

Gemäß der klassischen Definition besteht ein RFID (Radio Frequency Identification) System aus einem Schreib/Lesegerät (im Folgenden auch kurz „Reader“ genannt), einer Antenne und einem Transponder (im Folgenden auch kurz als „Tag“ bezeichnet) [1]. Wie in Abbildung 2.1 angedeutet besteht damit die Möglichkeit eine im Speicher des Transponders gespeicherte Information drahtlos, bzw. berührungslos mittels dem Schreib/Lesegerät auszulesen, bzw. Information in den Speicher des Transponders zu schreiben. Einer der wesentlichsten Punkte der klassischen Definition von RFID Systemen ist, dass die gesamte für die Kommunikationsrichtung vom Transponder zum Schreib/Lesegerät notwendige Energie vom Schreib/Lesegerät stammt und damit für die Datenübertragung vom Transponder zum Schreib/Lesegerät keine Batterie im Transponder notwendig ist. Ein solcher batterieloser Transponder (**„passiver Transponder“**) nimmt über ein im Transponder integriertes Koppelelement (z.B. eine Spule) ausreichend Energie aus dem von der Antenne des Schreib/Lesegerätes erzeugten Feld auf, um damit einerseits die elektrischen Schaltkreise auf dem Transponder zu versorgen und andererseits Daten zum Schreib/Lesegerät zurückzusenden (z.B. mittels Lastmodulation oder Backscatter-Technik, Details dazu siehe Kapitel 2.4).

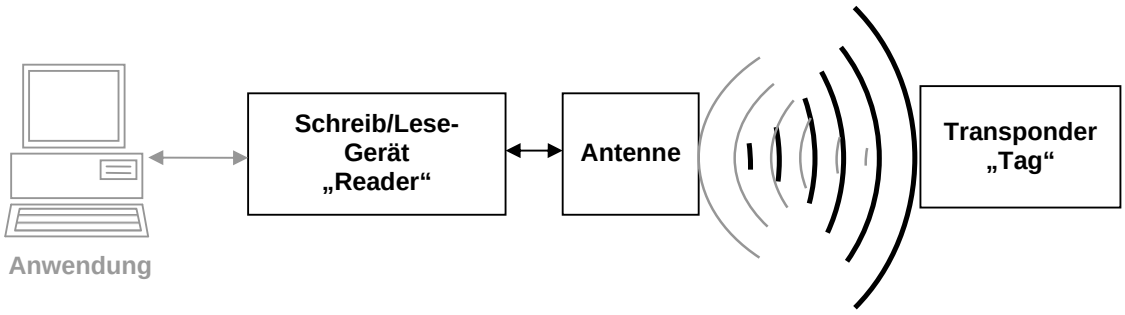


Abbildung 2.1: Systemkomponenten eines RFID Systems nach klassischer Definition

Für viele Anwendungsfälle, speziell wenn auf dem Transponder neben der bloßen Speicherung von Daten auch noch Zusatzfunktionen realisiert sind („intelligenter Transponder“ bzw. „smart tag“), reicht die aus dem Reader-Feld gewinnbare Energie oftmals nicht aus, um die Schaltkreise des Transponders zuverlässig zu versorgen, so dass derartige Transponder teilweise mit einer Batterie ausgestattet werden. In der klassischen Definition der RFID-Technik wurden derartige Transponder als **„aktive Transponder“** bezeichnet, wobei die Batterie ausschließlich der Versorgung der Schaltkreise dient. Die Datenübertragung vom Transponder zum Reader erfolgt auch bei derartigen Transpondern rein passiv, d.h. ohne Energie aus der Transponderbatterie.

Durch die Einführung vieler neuer drahtloser Kommunikationstechniken in den vergangenen Jahren, ist es dazu gekommen, dass der Begriff „RFID“ heute oftmals deutlich weiter gefasst wird, als in der ursprünglichen, oben als „klassisch“ bezeichneten Definition. Beispielsweise werden heute im Allgemeinen auch Systeme mit aktiv (zumeist im Hochfrequenz und Mikrowellenbereich) sendenden Transpondern zur RFID Technologie gezählt. In diesen Fällen besteht zwischen dem Reader und dem Transponder eine „konventionelle“ Funkverbindung (mit anwendungsspezifischen Übertragungsprotokollen), im Sinne eines aktiven Sendens sowohl des Schreib/Lesegerätes als auch des Transponders. D.h., sowohl Reader als auch Transponder sind zur Aufnahme bzw. zur Aufrechterhaltung des Funkverkehrs mit eigener Energieversorgung ausgestattet. Derartige Systeme werden sehr häufig zur gleichzeitigen drahtlosen Realisierung von Identifikations- und

Lokalisierungsaufgaben mit relativ großen Reichweiten verwendet, die mit den Methoden der oben angesprochenen klassischen RFID-Technik nicht abdeckbar wären. Diese heute am Markt faktische Ausweitung des Begriffs „RFID“ hat in Zusammenhang mit Transpondern teilweise zu einer inkonsistenten Verwendung der Bezeichnung „aktiver Transponder“ geführt (vgl. obige Definition eines aktiven Transponders auf Basis der klassischen Definition von RFID).

Um Missverständnissen vorzubeugen wird für die Bezeichnung von Transpondern im Rahmen des vorliegenden Dokuments die folgende Nomenklatur verwendet:

„**passiver Transponder**“: (oder **„passives Tag“**)	Transponder (Tag) ohne Batterie
„**semi-aktiver Transponder**“: (oder **„semi-aktives Tag“**)	Transponder (Tag) mit Batterie, die jedoch ausschließlich zur Versorgung der Schaltkreise auf dem Transponder dient. Die Datenübertragung vom Transponder zum Reader erfolgt passiv. In der klassischen Definition von RFID werden diese Tags auch heute in der RFID-Literatur noch manchmal als „aktiv“ bezeichnet.
„**aktiver Transponder**“: (oder **aktives Tag“**)	Transponder (Tag) mit Batterie, die sowohl zur Versorgung der Schaltkreise auf dem Transponder, als auch zum Senden der Daten zum Reader dient. Der Transponder kann somit unabhängig vom Reader Daten senden. In der strengen Diktion einiger RFID Pioniere werden solche Systeme nicht zur RFID-Technik gezählt, sondern zu „konventionellen“ Funksystemen.

Die in jüngster Zeit fortschreitende Erweiterung des Begriffs „RFID“ betrifft jedoch nicht nur das oben genannte Hinzukommen von Systemen mit aktiv sendenden Transpondern, sondern es wird von vielen Herstellern und Systemlieferanten versucht, artverwandte, jedoch auf anderen, bzw. etablierten Funktechnologien basierende Identifikations- und Lokalisierungssysteme im „Windschatten“ des Zugpferdes RFID zu platzieren[1]. Beispielsweise werden auch auf WLAN (IEEE 802.11x), Bluetooth, GSM, UMTS, UWB, GPS, usw. basierende Identifikations- und/oder Lokalisationssysteme im Marktsegment RFID angeboten. Ebenso sind Kombinationen von RFID mit den genannten etablierten Technologien am Markt.

Systeme, die ausschließlich auf einer der genannten etablierten Technologien oder auf Basis einer Kombination dieser Technologien beruhen, sind nicht Gegenstand dieses Forschungsvorhabens. Diese Technologien waren bereits Gegenstand ausführlicher strahlenschutztechnischer Bewertungen im Rahmen mehrerer Projekte des Deutschen Mobilfunkforschungsprogramms [2].

Im Rahmen des gegenständlichen Vorhabens werden ausschließlich Systeme betrachtet, die der klassischen Definition des RFID-Begriffs, erweitert um Systeme mit aktiv sendenden Transpondern, genügen. Zusätzlich wird die NFC-Technologie (Near Field Communication), als Erweiterung einer speziellen Ausprägung der RFID-Technik bei 13,56 MHz, in die Betrachtungen miteinbezogen.

[1] Dies ist aus rein formaler Sicht durchaus vertretbar, da der Begriff „Radio Frequency Identification“ aus rein semantischer Sicht auch diese Systeme einschließt. Es stellt sich die Situation aus heutiger Sicht daher eher so dar, dass zum Zeitpunkt des Entstehens des RFID-Begriffs, dieser, für die damals damit verbundene Technologie, etwas zu weit gefasst wurde.

2.2 Einteilungskriterien der RFID-Technologie

Ähnlich mannigfaltig wie die unterschiedlichen Ausprägungen der RFID-Technik sind auch die Gesichtspunkte nach denen sich diese Technik in unterschiedliche Kategorien einteilen lässt. Beispielsweise sind Einteilungen hinsichtlich des verwendeten Frequenzbereichs, hinsichtlich der Energieversorgung der verwendeten Tags (passiv/semi-aktiv/aktiv), hinsichtlich der auf dem Tag speicherbaren Informationsmenge (z.B. Einbit- oder Mehrbit-Systeme), hinsichtlich des verwendeten physikalischen Übertragungsverfahrens (z.B. Modulations- und Zugriffsverfahren), hinsichtlich Programmierbarkeit der Tags, hinsichtlich des Übertragungsprotokolls (z.B. Duplex oder Sequenziell), hinsichtlich der erzielbaren Reichweite, oder hinsichtlich des Anwendungsgebietes (z.B. Identifikation, Lokalisierung, Verfolgung, usw.) denkbar und üblich.

Aus strahlenschutztechnischer Sicht erscheint eine Kategorisierung vor allem auf Basis der folgenden Kriterien sinnvoll:

- **verwendeter Frequenzbereich** (wegen der Frequenzabhängigkeit der Referenzwerte und der maximal möglichen Aussendung, limitiert durch die Funkregulierungsbehörde)
- **Energieversorgung der Tags** (wegen möglicher lokaler Exposition beim Tragen von aktiven Tags am Körper)
- erzielbare **Reichweite** (wegen Zusammenhang mit erzeugter Feldstärke, bzw. abgestrahlter Sendeleistung)
- **Anwendungsgebiet** (wegen daraus ableitbarer realistischer Expositionsszenarien)

wobei zu berücksichtigen ist, dass diese Einteilungskriterien nicht als voneinander unabhängig gesehen werden können.

Im Sinne einer möglichst strukturierten und klaren Darstellung der RFID-Technik wird im Folgenden zunächst ein kurzer Überblick über die in Deutschland für RFID-Anwendungen seitens der Funkregulierung zur Verfügung stehenden Frequenzbereiche und die damit verbundenen Aussendungslimits gegeben. Im Anschluss daran werden die derzeit genutzten Verfahren der RFID-Technik im Detail beschrieben, wobei die drei großen, hinsichtlich eingesetzter Technik und Anwendungsgebiet unterscheidbaren, Teilbereiche ***Mehrbit-RFID-Systeme, elektronische Artikelsicherungssysteme (Einbit-Systeme, EAS)*** und ***Near Field Communication (NFC)*** getrennt behandelt werden.

2.3 Nutzbare Frequenzbereiche für die RFID-Technologie

In Europa wird die Frequenzzuteilung für Funkanwendungen generell durch das ERC (European Radiocommunications Committee), ein eigens dafür eingerichteter Ausschuss der CEPT (Conférence Européenne des Postes et Télécommunications), koordiniert. Für RFID-Anwendungen ist die Empfehlung REC 70-03 “Relating to the use of short range devices (SRD)” zutreffend, die in ihrer aktuellsten Version, neben der generellen Frequenzzuteilung für SRD, auch ausführliche Hinweise zu nationalen Einschränkungen in den CEPT-Mitgliedstaaten enthält [3]. Auf Basis dieses Dokuments hat auf nationaler Ebene die Bundesnetzagentur mit den Verfügungen Vfg 1/2005 (zuletzt geändert durch Vfg 39/2005) [4] und Vfg 7/2009 [5] die aktuellen funkregulatorischen Grundlagen für den Betrieb von induktiven Funkanwendungen (Frequenzbereich von 9 kHz bis 30 MHz) [4], sowie für RFID Systeme im UHF- und Mikrowellenbereich (865-868 MHz und 2446-2454 MHz) [5] geschaffen.

Für die induktiven Funkanwendungen (und damit auch für induktive RFID-Anwendungen) sind in [4] die maximalen Aussendungslimits in Form der magnetischen Feldstärke in 10 m Abstand zu den Geräten festgelegt. In Abbildung 2.2 sind diese Limits grafisch dargestellt.

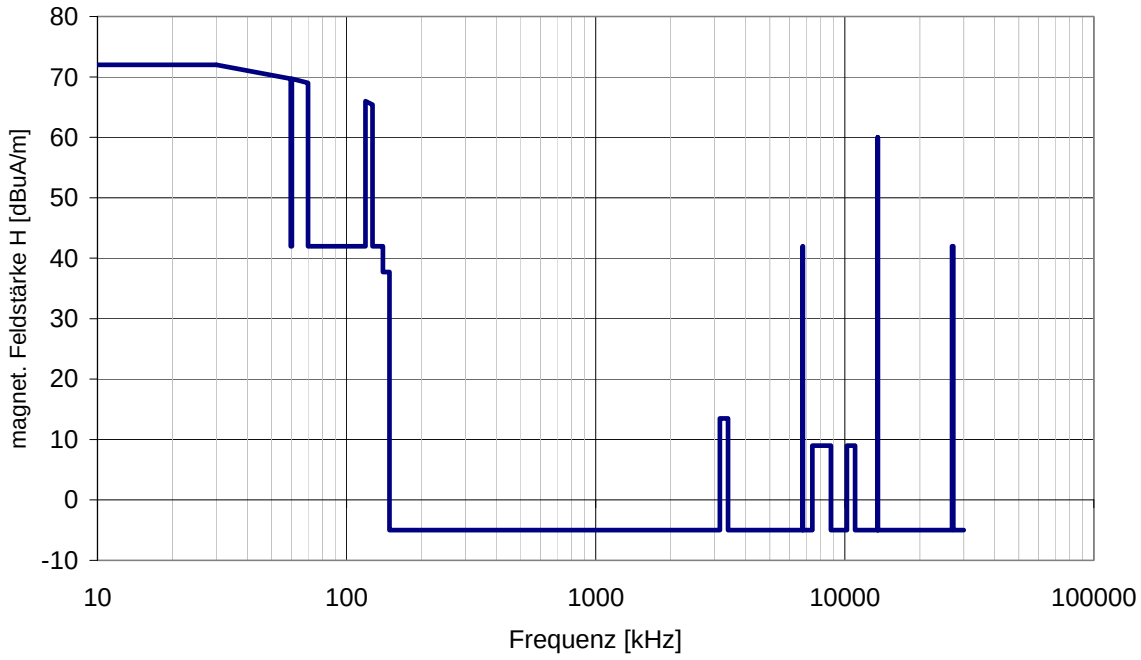


Abbildung 2.2: Maximale Aussendungslimits für induktive RFID-Systeme in 10 m Abstand gemäß [4].

Für RFID-Anwendungen in den Frequenzbereichen 865-868 MHz und 2446-2454 MHz legt [5] die in Tabelle 2.1 zusammengefassten maximal zulässigen Sendeleistungen fest.

Frequenzbereich	max. Strahlungsleistung	Einschränkung
865,0-865,6 MHz	100 mW (ERP)	„Listen Before Talk“ notwendig
865,6-867,6 MHz	2 W (ERP)	„Listen Before Talk“ teilweise notwendig
867,6-868,0 MHz	500 mW (ERP)	„Listen Before Talk“ notwendig
2446 – 2454 MHz	500 mW (EIRP)	-
	4 W (EIRP)	Nur innerhalb geschlossener Gebäude, Duty Cycle <15%

Tabelle 2.1: Maximale Aussendungslimits für RFID-Anwendungen in den Frequenzbereichen 865-868 MHz und 2446-2454 MHz gemäß [5].

Neben den durch [4] und [5] festgelegten nutzbaren Frequenzbereichen für induktive RFID-Anwendungen und RFID-Systeme in Frequenzbereichen 865-868 MHz und 2446-2454 MHz, ist der Betrieb von RFID-Geräten auch als „Non specific short range device“ möglich, deren maximale Aussendungslimits in Vfg 30/2006 (geändert mit Vfg 39/2009) definiert sind [6]. Beispielsweise sind darin für den Frequenzbereich 433,05-434,79 MHz 10 mW (ERP) und für den Frequenzbereich 5,725-5,875 GHz 25 mW (EIRP) als maximale äquivalente Strahlungsleistung festgelegt.

Tabelle 2.1 macht deutlich, dass die seitens der Funkregulierung zugelassenen Sendeleistungen von RFID-Geräten durchaus in einer Größenordnung liegen, die eine Abklärung der von derartigen in der Praxis eingesetzten Geräten und Systemen verursachten Strahlungsbelastungen rechtfertigen.

Dies gilt grundsätzlich auch für die induktiven Systeme. Geht man davon aus, dass im Nahfeld flacher Spulen bzw. Leiterschleifen die magnetische Feldstärke bei Annäherung an die Spule um etwa 60 dB pro Abstandsdekade bzw. im Fernfeld um etwa 20 dB pro Abstandsdekade ansteigt [1], und rechnet damit die in Abbildung 2.2 dargestellten maximalen Aussendungslimits in 10 m Abstand auf Abstände ≤ 1 m um, so zeigt sich deutlich, dass in zugänglichen Bereichen Magnetfeldstärken oberhalb der ICNIRP-Referenzwerte [7] möglich sind. Abbildung 2.3 veranschaulicht dies graphisch.

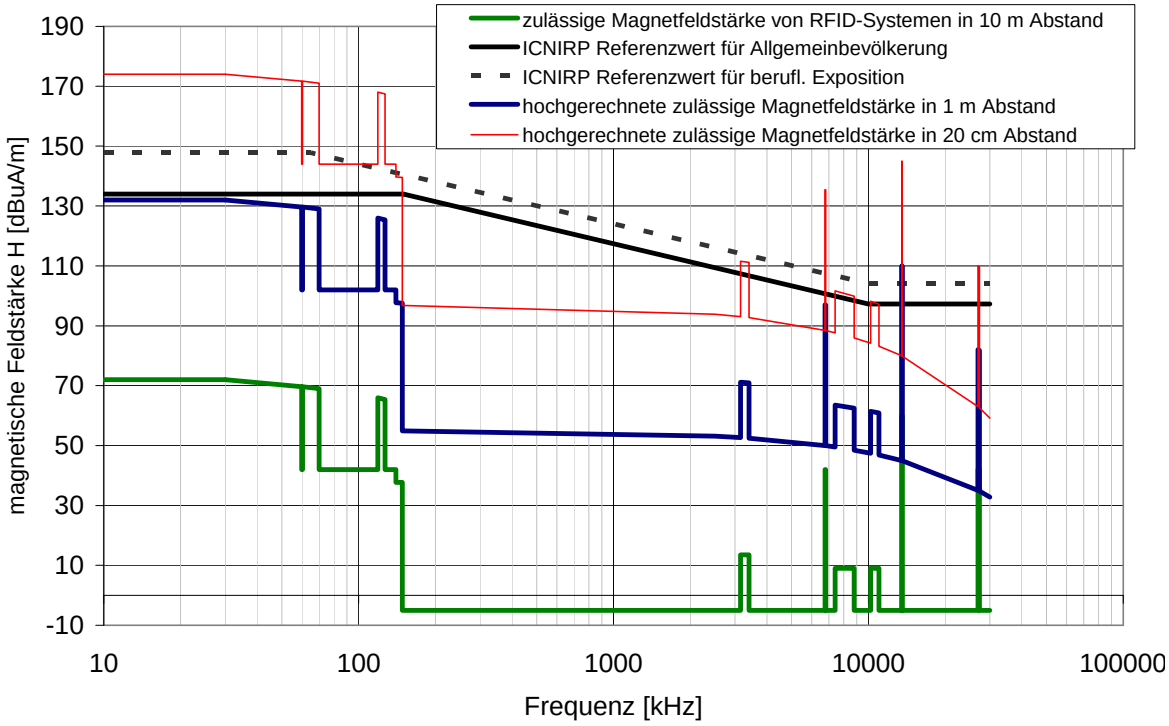


Abbildung 2.3: Vergleich der vereinfacht auf Abstände ≤ 1m hochgerechneten maximal zulässigen Magnetfeldstärken von RFID-Systemen mit den ICNIRP-Referenzwerten.

2.4 (Mehrbit-) RFID-Systeme

Unter Mehrbit-RFID-Systeme werden hier alle RFID-Systeme und RFID-Anwendungen verstanden, auf deren Transponder Informationsmengen > 1 Bit gespeichert werden können. Zur Verwaltung des Speichers und zur Implementierung der notwendigen Übertragungsprotokolle enthalten Transponder von Mehrbit-RFID-Systemen einen Mikrochip. Mehrbit-RFID-Systeme beinhalten daher praktisch alle dem gegenwärtigen RFID-Begriff zuordenbaren Systeme und Anwendungen, ausgenommen elektronische Artikelsicherungssysteme (EAS-Systeme), die als Einbit-RFID-Systeme bezeichnet und in Kapitel 2.5 behandelt werden.

Die unterschiedlichen technischen Ausprägungen, die genutzten Frequenzbereiche, die verwendeten Übertragungsverfahren, die erzielbaren Reichweiten und natürlich nicht zuletzt die damit realisierbaren Anwendungen der gegenwärtig verfügbaren Mehrbit-RFID-Systeme sind sehr facettenreich. Im Folgenden wird versucht einen strukturierten Überblick über die grundlegende Funktionsweise und die strahlenschutztechnisch relevanten Systemparameter der unterschiedlichen, gegenwärtig relevanten Ausprägungen der RFID-Technologie zu geben. Es wird dazu eine Unterteilung in Systeme basierend auf induktiver Kopplung, Systeme basierend auf kapazitiver Kopplung, sowie strahlungsgekoppelte Systeme vorgenommen.

2.4.1 Induktiv gekoppelte RFID-Systeme

Die Gruppe der induktiv gekoppelten RFID-Systeme stellt die größte und wichtigste Gruppe von RFID-Systemen und Anwendungen dar. Nach [1] gehören derzeit mindestens 90% aller RFID-Systeme dieser Kategorie an.

Funktion und technische Beschreibung

In der Praxis eingesetzte induktiv gekoppelte RFID-Systeme arbeiten entweder im Frequenzbereich 125 kHz – 135 kHz oder im ISM-Frequenzbereich bei 13,56 MHz (in Spezialfällen auch bei 27,12 MHz bzw. 4,24 MHz), wobei teilweise auch Dual-Frequency Schreib-/Lesegeräte am Markt verfügbar sind, um Transponder für die beiden Frequenzbereiche 125 kHz – 135 kHz und 13,56 MHz bedienen zu können. Die Kommunikation zwischen Schreib/Lesegerät und Transponder erfolgt auf Basis des Prinzips der transformatorischen Kopplung. Das Schreib/Lesegerät erzeugt dazu mittels einer induktiven Antenne (Flachspule) ein relativ starkes magnetisches Feld, das teilweise die Transponderantenne (zumeist ebenfalls als flache Spule realisiert) durchsetzt und daher in ihr eine Spannung induziert (Abbildung 2.4). Im Falle passiver Transponder muss dieses Magnetfeld stark genug sein, um auch die am Transponder befindliche Elektronik ausreichend mit Energie zu versorgen. Die Kommunikation vom Schreib/Lesegerät zum Transponder (Downlink) erfolgt typischer Weise durch ASK-Modulation (Amplitude Shift Keying), die Kommunikation vom Transponder zum Schreib/Lesegerät in den meisten Systemen durch so genannte Lastmodulation.

Vereinfacht ausgedrückt wird beim Verfahren der **Lastmodulation** die Lastimpedanz der Transponderantenne im Takt der zu übertragenden Daten zwischen zwei Werten hin- und hergeschaltet (moduliert). Durch die transformatorische Kopplung zwischen der Spulenantenne des Schreib/Lesegerätes und jener des Transponders, können diese Impedanzsprünge an der Transponderspule (Sekundärseite) auch an den Klemmen der Schreib/Lesegerät-Antenne (Primärseite) detektiert und demoduliert werden. Abbildung 2.4 veranschaulicht dies in stark vereinfachter, schematischer Weise. Diese Art der Kommunikation erlaubt eine Halbduplex-Datenübertragung zwischen Reader und Transponder (unterer Teil von Abbildung 2.4). D.h., nach Abschluss der Datenübertragung vom Schreib/Lesegerät zum Transponder sendet das Schreib/Lesegerät kontinuierlich (unmoduliert) weiter (grüner Signalgraph in Abbildung 2.4) um dem Transponder die Möglichkeit zu geben, dieses Signal mittels Lastmodulation zu modulieren (blauer Signalgraph in Abbildung 2.4). In der Praxis erfolgt die Transponder-seitige Modulation nicht direkt im Takt des zu übertragenden binären Signal des Datenstroms, sondern es wird diesem binären Signal zusätzlich ein höherfrequentes Hilfs-Trägersignal (z.B. 212 kHz bei 13,56 MHz Systemen) überlagert. Technisch entspricht dies einer Amplitudenmodulation des 212 kHz Hilfsträgers durch den vom Transponder zum Reader zu übertragenden Datenstrom. Die Lastmodulation erfolgt nun mit diesem Signal (daher erscheint die „Bitdauer“ im blauen Signalgraphen in Abbildung 2.4 viel kürzer als im grünen Signalgraphen). Dieses in der Praxis bei induktiv gekoppelten Systemen fast immer verwendete Verfahren wird daher sinngemäß **Lastmodulation mit Hilfsträger** genannt. Der Grund für die Verwendung des Hilfsträgers liegt in einer besseren Detektierbarkeit des Uplink-Signals im Reader. Ohne Hilfsträger bestünde das Problem, dass das Reader-seitig (durch die relativ schwache Kopplung, i.A. sehr kleine) zu detektierende Uplink-Signal exakt die gleiche Frequenz hätte, wie das vom Reader selbst erzeugte (relativ starke) Sendesignal, das nur durch großen schaltungstechnischen Aufwand im Reader gelöst werden könnte. Durch die Verwendung des Hilfsträgers liegt die Uplink-Information in Modulationsseitenbändern bei Frequenzen, die sich um die Hilfsträgerfrequenz von der Systemfrequenz unterscheiden (z.B. 13,56 MHz ± 220 kHz). Diese Seitenbänder können Reader-seitig ausgefiltert und der in diesem Fall vergleichsweise einfach gestalteten Detektionselektronik zugeführt werden. Weiters erlaubt die Lastmodulation mit Hilfsträger,

aufgrund der spektralen Trennbarkeit von Uplink und Downlink, neben Halbduplex- auch eine Vollduplex-Kommunikation.

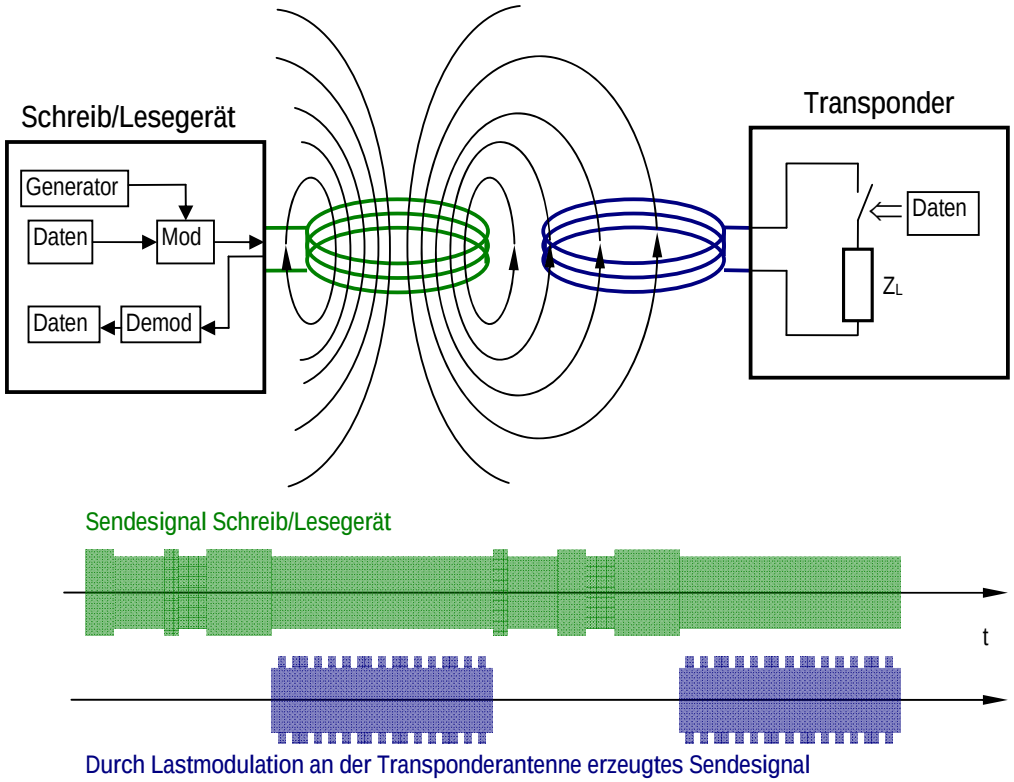


Abbildung 2.4: Stark vereinfachtes Schema zur Illustration der Datenübertragung vom Schreib-/Lesegerät zum Transponder (obere Signaldarstellung) und vom Transponder zum Schreib-/Lesegerät durch Lastmodulation mit Hilfsträger (untere Signaldarstellung) bei induktiv gekoppelten RFID-Systemen

Neben der Lastmodulation wird in der Literatur auch noch das so genannte **Subharmonische** Verfahren für induktiv gekoppelte RFID-Systeme beschrieben [1]. Bei diesem Verfahren ist die Downlink-Übertragungsfrequenz ein ganzzahliges Vielfaches der Uplink-Übertragungsfrequenz. Realisiert wird dies durch einen Transponder-seitigen Frequenzteiler. Das vom Reader empfangene Signal (z.B. 128 kHz) wird im Transponder einer Frequenzteilung unterzogen (z.B. um Faktor 2 d.h., 64 kHz), mit dem Uplink-Datenstrom moduliert und über die Transponderantenne zum Reader zurück übertragen. Auch damit sind Vollduplex-Übertragungsprotokolle realisierbar.

Reichweiten

Bei induktiv gekoppelten RFID-Systemen unterscheidet man „**Close Coupling**“ Systeme mit Reichweiten bis zu 1 cm und „**Remote Coupling**“ Systeme mit Reichweiten bis zu ca. 1 m. Im Zusammenhang mit speziellen standardisierten RFID-Anwendungen, wie z.B. den kontaktlosen Chipkarten werden auch die folgenden Reichweite-Kategorien definiert:

- **Close Coupling** Karten nach ISO/IEC 10536: Reichweite **0 … 1 cm**
- **Proximity Coupling** Karten nach ISO/IEC 14443: Reichweite **0 … 10 cm**
- **Vicinity Coupling** Karten nach ISO/IEC 15693: Reichweite **0 … 1 m**

Close Coupling Systeme erfordern zumeist das Einstecken bzw. das direkte Auflegen der Chipkarte bzw. des Transponders in bzw. auf eine entsprechende Vorrichtung und haben gegenwärtig nur mehr untergeordnete praktische Bedeutung. Auch sind Close Coupling Systeme aufgrund der extrem lokalen Feldausbildung strahlenschutztechnisch wenig

bedeutsam. Proximity- und Vicinity Coupling Systeme sind hingegen in den unterschiedlichsten Anwendungen stark verbreitet.

Ausführungsformen von Schreib/Lesegeräte bzw. Antennen

Je nach Anwendung sind unterschiedliche Ausführungsformen von Schreib/Lesegeräten und zugehöriger Antennen für induktiv gekoppelte RFID-Systeme im Einsatz. Für Schreib/Lesegeräte von Vicinity Coupling Systemen sind großflächige (Rahmen-) Antennen mit Abmessungen in der Größenordnung bis über 1 m üblich. Solche Reader sind daher üblicherweise fest montiert und bei entsprechender Annäherung an die Antennen ist eine gleichzeitige Exposition großer Körperabschnitte möglich („Ganzkörperexposition“).

Bei Proximity Coupling liegen die maximalen Antennenabmessungen üblicherweise im Bereich bis zu ca. 10-15 cm. Derartige Antennen sind typischer Weise im Eingangsbereich von mit entsprechenden RFID-Zutrittskontrollsystemen ausgestatteten Gebäuden bzw. Arealen montiert oder in handgehaltene Schreib/Lesegeräte integriert. In der Praxis wird es dadurch vor allem zu Teilkörperexpositionen (vor allem der Hände) kommen.

Ausführungsformen von Transpondern

Aufgrund der vielfältigen Einsatzgebiete von induktiv gekoppelten RFID-Systemen besteht eine große Vielfalt an unterschiedlichen Transpondertypen. Die wichtigsten Kategorien sind

- kontaktlose Chipkarten im Scheckkartenformat
- in Papiertickets integrierte Transponder
- in Drucksorten integrierte Transponder (z.B. Etiketten, Smart Poster, usw.)
- in Dokumente integrierte Transponder (z.B. e-Reisepass)
- Transponder in Form von Folienaufklebern
- Transponder in Kunststoffgehäusen in vielen Größen und Formen für unterschiedlichste Anwendungen zur Anbringung auf Objekten, Tieren und Personen
- Transponder in Glasröhrchen (z.B. zur subkutanen Tieridentifikation)
- Transponder in (nicht-ferromagnetischen) Spezialgehäusen (z.B. Kunststoff-Nägel)
- in Geräte integrierte Transponder (z.B. Armbanduhr, Autoschlüssel, usw.)
- implantierbare Transponder für die Humanmedizin (im Versuchsstadium)

In den meisten Fällen, bei denen der Transponder nur zur Speicherung von Informationen dient, handelt es sich um passive Transponder. Für viele Anwendungen werden jedoch am Transponder zunehmend zusätzliche Funktionen integriert, z.B. Sensoren für Temperatur Druck, Helligkeit usw., die eine zusätzliche Energieversorgung notwendig machen, sodass für induktiv gekoppelte RFID-Systeme auch zunehmend semi-aktive Transponder eingesetzt werden.

Anwendungen bzw. Einsatzgebiete

Die Anzahl der gegenwärtig existierenden unterschiedlichen Anwendungsgebiete von induktiv gekoppelten RFID-Systemen ist nahezu unüberschaubar und nach wie vor steigend. Eine vollständige Wiedergabe aller existierenden bzw. denkbaren Anwendungen ist auf Basis der vielseitigen Einsatzmöglichkeiten daher unmöglich. Mit Tabelle 2.2 wird versucht einen, nach den wichtigsten Anwendungskategorien geordneten, Überblick zu geben, wobei auch Angaben bezüglich der eingesetzten Frequenzen, der Reichweiten und der Ausführungsformen der Schreib/Lesegeräte (Handgerät oder stationäres Gerät) gemacht werden. Basis dieser Daten sind umfangreiche Recherchen im Internet auf Seiten von RFID-Herstellern, sowie in einschlägigen RFID-Fachjournalen (z.B. SmartMag, RFID-Journal)

	Frequenzen	Handgehaltener Reader	Stationärer Reader	Prox-imity	Vic-inity
Zutrittskontrollsysteme					
Elektronische Wegfahrsperre	125-135 kHz		X	X	
Elektronisches Türschloss	125-135 kHz 13,56 MHz		X	X	
Zutritt zu Gebäuden, Veranstaltungen, Sportstätten, Arbeitszeiterfassung, usw.	125-135 kHz 13,56 MHz		X	X	X
Objektidentifikation					
Lager- bzw. Prozessmanagement (Identifizierung, Überwachung, Verfolgung und Instandhaltung von Behältern, Paletten, Werkzeugen, Werkstückträger, Wäsche, Bücher, Blutkonserven, u.v.a.)	125-135 kHz 13,56 MHz	X	X	X	X
Objektverwaltung (Bäume, Müllcontainer, Leihgeräte, Fahrzeuge, u.v.a.)	125-135 kHz 13,56 MHz	X		X	
Plagiatschutz	125-135 kHz 13,56 MHz	X		X	
Tieridentifikation					
Elektronische Tier-ID	125-135 kHz	X		X	
Landwirtschaft (Melk- und Futterautomaten)	125-135 kHz		X		X
Personenidentifikation					
Elektronischer Reisepass	13,56 MHz		X	X	
Sportveranstaltungen (Zeitnehmung)	125-135 kHz 13,56 MHz	X	X	X	X
Bargeldloser Zahlungsverkehr					
div. Prepaid Karten	13,56 MHz		X	X	
(Roboter-)Navigation					
Smart Floor (Transponder mit Ortskoordinaten in Boden integriert)	125-135 kHz 13,56 MHz		Reader in Fahrzeug- bzw. Roboterboden	X	
Bahnanwendungen					
Eurobalise[2]	27,1 MHz 4,4 MHz		Reader in Fahrzeugboden	X	

Tabelle 2.2: Zusammenfassender Überblick über existierende Anwendungen von induktiv gekoppelten RFID-Systemen

[2] Eurobalise (auch EURO-Balise) ist eine Komponente des *European Train Control Systems* (ETCS), mit dem punktförmig Daten (z.B. Ortsmarken, Neigungsprofile, Geschwindigkeitsbegrenzungen, usw.) zwischen dem Triebfahrzeug von Eisenbahnzügen und Datenspeichern (Transpondern) am Gleiskörper während der Überfahrt ausgetauscht werden können. Es handelt sich dabei um ein induktiv gekoppeltes RFID-System, wobei der passive Transponder mittig zwischen den Schienen am Gleiskörper und das Schreib/Lesegerät am Boden des Treibfahrzeugs montiert ist. Die Downlink-Übertragung erfolgt mit 27,12 MHz, die Uplink-Übertragung mit 4,4 MHz.

2.4.2 Kapazitiv gekoppelte RFID-Systeme

Kapazitiv gekoppelte RFID-Systeme werden in der Literatur zwar ebenfalls beschrieben [1], haben aber kaum praktische Bedeutung erlangt. Aufgrund der schwachen Kopplung waren praktisch realisierte Ausführungen auf Close Coupling Systeme beschränkt und können daher auch aus strahlenschutztechnischer Sicht als nicht relevant eingestuft werden. Aus diesem Grund und mangels am Markt verfügbarer kapazitiv gekoppelter RFID-Systeme wird daher auf eine nähere Beschreibung an dieser Stelle verzichtet.

2.4.3 Strahlungsgekoppelte RFID-Systeme

Unter strahlungsgekoppelten RFID-Systemen, die im UHF bzw. im Mikrowellenbereich arbeiten, werden im Folgenden Systeme verstanden, bei denen die Kommunikation zwischen Schreib/Lesegerät und Transponder mittels elektromagnetischer Wellen erfolgt. Dabei können einerseits Systeme mit passiven oder semi-aktiven Transpondern und andererseits Systeme mit aktiven Transpondern unterschieden werden.

2.4.3.1 Systeme mit passiven oder semi-aktiven Transpondern

Funktionsweise und technische Beschreibung

Bei strahlungsgekoppelten Systemen mit passiven oder semi-aktiven Transpondern erfolgt die Kommunikation im Uplink (vom Transponder zum Schreib/Lesegerät) ausschließlich mit der vom Schreib/Lesegerät ausgesendeten Energie. Beim so genannten „Backscatter" Verfahren wird im Transponder die Antennen-Lastimpedanz und damit der resultierende Rückstrahlquerschnitt der Transponderantenne im Takt der zu übertragenden Uplink-Daten variiert. Dies bewirkt, dass die vom Transponder zum Schreib/Lesegerät zurück reflektierten elektromagnetischen Wellen ebenfalls mit dem Uplink-Datenstrom moduliert sind (Abbildung 2.5). Die Trennung von Uplink und Downlink im Schreib/Lesegerät kann mittels eines Richtkopplers erfolgen, so dass mit diesem Übertragungsverfahren sowohl Halbduplex als auch Vollduplex-Protokolle realisiert werden können.

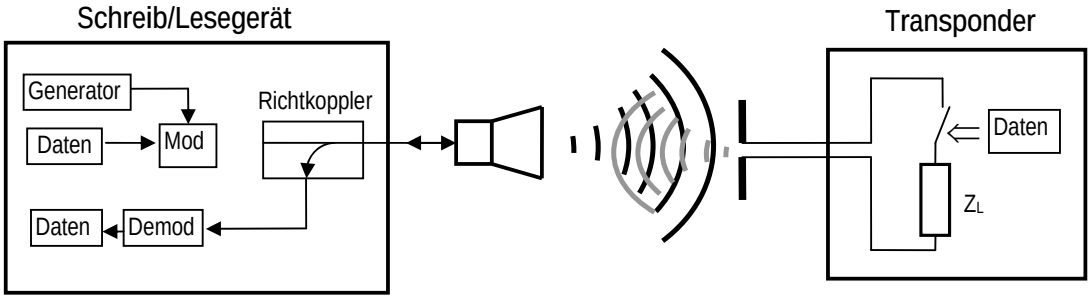


Abbildung 2.5: Stark vereinfachtes Schema zur Illustration der Datenübertragung bei strahlungsgekoppelten RFID-Systemen auf Basis des Backscatter Verfahrens

In Fällen, in denen die am Transponder gespeicherten Daten unveränderlich bleiben („Read Only Transponder"), kann die passive Erzeugung des Uplink-Signals auch auf elegante Weise mittels Oberflächenwellen-Transpondern erfolgen. Das von der Transponderantenne empfangene, vom Schreib/Lesegerät ausgesendete Signal wird über einen Interdigitalwandler in eine Oberflächenwelle umgewandelt, die sich entlang des Transpondersubstrats ausbreitet. Am Transpondersubstrat sind in definierten Abständen Reflektoren vorhanden, an denen jeweils eine partielle Reflexion des einlaufenden Signals

stattfindet. Reflektierte Signalanteile laufen wieder zurück in Richtung Transponderantenne und werden von dieser als Uplink-Signal abgestrahlt. Die Abfolge der Abstände zwischen den Reflektoren am Transpondersubstrat stellt somit eine das Uplink-Signal modulierende Bitfolge dar.
Dieses Verfahren wird für sequentielle Übertragungsprotokolle verwendet, d.h., das Schreib/Lesegerät sendet einen kurzen HF-Burst aus und wartet anschließend auf die Antwort des Transponders.

Frequenzen und Reichweiten mit passiven oder semi-aktiven Transpondern

Strahlungsgekoppelte RFID-Systeme arbeiten in den allermeisten Fällen bei 868 MHz oder 2,45 GHz. Weitere grundsätzlich verwendbare, jedoch nicht verbreitete Frequenzen sind 433 MHz und 5,8 GHz. Mit passiven Transpondern sind in diesen Frequenzbereichen damit Reichweiten von bis zu ca. 3 m möglich. Bei größeren Entfernungen wird die Kopplung i.A. zu schwach um die Elektronik am Transponder noch ausreichend mit Energie zu versorgen. Daher bedient man sich semi-aktiver Transponder, wenn Reichweiten bis zu ca. 15 m erzielt werden müssen bzw. auch (wie im Falle induktiv gekoppelter Systeme) wenn zusätzlich Funktionalitäten auf dem Transponder implementiert werden, die erhöhten Energiebedarf haben.

Ausführungsformen von Schreib/Lesegeräten, Antennen und Transpondern

Als Antennen am Schreib/Lesegerät werden übliche, aus der Funktechnik für die genannten Frequenzbereiche bekannte Antennen eingesetzt. Als Transponderantennen sind zumeist (gefaltete) Dipolstrukturen und ähnliche Geometrien, in gedruckter oder geätzter Form auf einem Substrat bzw. einer Trägerfolie im Einsatz.
Als Schreib/Lesegeräte sind sowohl stationäre Einheiten mit größeren Antennen (z.B. Hornantennen an Ein-/Ausfahrten von Lagerhallen zur automatischen Erfassung von Materialflüssen (Transponder z.B. in bzw. auf Werkstücken oder Paletten), als auch handgehaltene Geräte mit integrierten Antennen im Einsatz (z.B. zur Behälteridentifikation).

Die in der Praxis anzutreffenden Ausführungsformen von Transpondern sind jenen bei induktiv gekoppelten Systemen sehr ähnlich, am häufigsten findet man

- in Drucksorten integrierte Transponder (z.B. Etiketten)
- Transponder in Form von Aufklebern
- in ID-Karten integrierte Transponder
- Transponder in Kunststoffgehäusen in vielen Größen und Formen für unterschiedlichste Anwendungen zur Anbringung auf Objekten

Anwendungen und Einsatzgebiete

Strahlungsgekoppelte RFID Systeme mit passiven und semi-aktiven Transpondern werden vorzugsweise zur Personen- und Objektidentifikation eingesetzt, wo größere Reichweiten gefordert sind, als mit induktiv gekoppelten Systemen erzielbar, d.h. deutlich größer als ca. 1 m. Etabliert haben sich derartige Systeme vor allem für die unterschiedlichsten Anwendungen im Bereich der Objektidentifikation im Rahmen von Lager- und/oder Prozessmanagementaufgaben (siehe Tabelle 2.3).

	Frequenzen	Handgehaltener Reader	Stationärer Reader
Zutrittskontrollsysteme			
Gebäude- bzw. Raumzutritt	868 MHz 2,45 GHz		X
Objektidentifikation			
Lager- bzw. Prozessmanagement (Identifizierung, Überwachung, Verfolgung und Instandhaltung von Behältern, Paletten, Werkzeugen, Containern, Werkstückträgern, u.v.a.)	433 MHz 868 MHz 2,45 GHz	X	X

Tabelle 2.3: Zusammenfassender Überblick über existierende Anwendungen von strahlungsgekoppelten RFID-Systemen mit passiven und semi-aktiven Transpondern

2.4.3.2 Systeme mit aktiven Transpondern

Funktionsweise und technische Beschreibung

Bei strahlungsgekoppelten Systemen mit aktiven Transpondern handelt es sich in der Diktion vieler RFID-Pioniere eigentlich nicht um RFID, sondern um konventionelle Funksendetechnik. Die beiden kommunizierenden Geräte (Schreib/Lesegerät und Transponder) sind in diesem Fall technisch gesehen vollständige Sendeempfänger mit eigener Energieversorgung. Dennoch werden hier die Begriffe Schreib/Lesegerät (bzw. Reader) und Transponder (bzw. Tag) beibehalten. Die Ähnlichkeit mit RFID-Systemen besteht darin, dass der Transponder in seiner Funktionalität sehr einfach aufgebaut und sehr energieeffizient realisiert ist, so dass die Batterielebensdauer zumeist, je nach Konfiguration, mehrere Jahre beträgt und der Transponder daher als weitgehend wartungsfrei (wie auch ein passives RFID-Tag) angesehen werden kann.
Bezüglich der Übertragungsstrategie können Systeme mit dauersendenden Transpondern und Systeme, bei denen der Transponder nur auf Anforderung des Schreib/Lesegerätes sendet, unterschieden werden.
Der erstgenannte Fall wird vor allem für die Echtzeitlokalisierung von Objekten und Personen verwendet. Der Transponder sendet dabei in einstellbaren Zeitintervallen einen kurzen HF-Burst mit seiner Kennung aus. Dieser wird von mehreren im zu überwachenden Bereich verteilt angebrachten und untereinander vernetzten Empfängern („Schreib/Lesegeräten“) registriert. Aus Empfangsstärke und Einfallsrichtung des empfangenen Signals kann damit die Position des Transponders berechnet werden.
Der zweitgenannte Fall entspricht dagegen wieder eher dem klassischen RFID, bei dem das Schreib/Lesegerät den Transponder auffordert, die auf ihm gespeicherten Daten zu senden.

Frequenzen und Reichweiten mit aktiven Transpondern

Als Sendefrequenzen nutzen diese Systeme zumeist die Bereiche um 433 MHz, 868 MHz, 2,45 GHz und 5,8 GHz. Mit den seitens der Funkregulierung in diesen Frequenzbändern zugelassenen Sendeleistungen (vgl. Kapitel 2.3) bzw. Sendeleistungsüberlegungen hinsichtlich der Batterielebensdauer im Transponder lassen sich damit teilweise Reichweiten von über 100 m realisieren.

Ausführungsformen von Schreib/Lesegeräten, Antennen und Transpondern

Als Antennen an den Schreib/Lesegeräten werden auch hier übliche, aus der Funktechnik für die genannten Frequenzbereiche bekannte (Richt-) Antennen eingesetzt. Die Transponder sind hier, aufgrund der komplexeren Schaltungstechnik, praktisch immer in (kompakten) Kunststoffgehäusen untergebracht, die entweder von Personen getragen (z.B. in der

Tasche) oder an Objekten angebracht werden können. Als Transponderantennen sind zumeist einfache Antennenformen direkt als gedruckte Schaltung am PCB der Transponder aufgebaut.

Anwendungen und Einsatzgebiete

Strahlungsgekoppelte RFID-Systeme mit aktiven Transpondern werden zur Echtzeitortung und Identifikation von Personen oder Objekten eingesetzt. Die größten Expositionen können beim Tragen der Transponder unmittelbar am Körper erwartet werden, wenngleich das absolute Ausmaß der Exposition (Teilkörper-SAR), aufgrund der geringen mittleren Sendeleistungen, als sehr gering, jedenfalls deutlich unterhalb der ICNIRP-Basiswerte zu erwarten ist. Auf Basis einer im Internet durchgeführten Produktrecherche liegen die mittleren Sendeleistungen aktiver RFID-Transponder, schon allein um die gewünschte Batterie-Lebensdauer von mehreren Jahren zu erzielen, typischer Weise im Bereich unterhalb von 1 mW, durch den geringen Duty Cycle oftmals sogar deutlich darunter. D.h., für typische aktive RFID-Transponder kann bereits auf Basis grundlegender Überlegungen eine Überschreitung der ICNIRP-Basiswerte ausgeschlossen werden. Dennoch erscheint eine quantitative Erfassung der Exposition in typischen Situationen sinnvoll, um Vergleiche mit Expositionswerten anderer Technologien anstellen zu können.

2.5 EAS-Systeme (Einbit-RFID-Systeme)

Elektronische Artikelsicherungssysteme (EAS-Systeme) sind jene RFID-Systeme, die bereits am längsten erfolgreich eingesetzt und vermarktet werden. Sie gehören mittlerweile seit deutlich mehr als einem Jahrzehnt zur Ausstattung fast aller Ein-/Ausgangsbereiche von Warenhäusern und Geschäftslokalen. Das Grundprinzip von EAS-Systemen besteht darin, dass auf der bzw. in der gegen Diebstahl zu sichernden Ware ein aktivierter[3] Transponder („Tag“ oder manchmal auch „Label“ genannt) angebracht bzw. untergebracht ist. Bei rechtmäßiger Bezahlung der Ware wird dieser Transponder an der Kasse deaktiviert. Im Ausgangsbereich (nach den Kassen) sind Sende-/Empfangsantennen montiert, deren Feldbereich vom Kunden beim Verlassen des Kaufhauses durchschritten werden muss. Wird ein aktivierter Transponder (z.B. auf nicht bezahlter Ware) in diesen Feldbereich gebracht, so tritt er in Wechselwirkung mit dem Feld, was vom Empfänger des Systems detektiert werden kann und im Allgemeinen mit einer akustischen und/oder visuellen Alarmauslösung gekoppelt ist. Aufgrund der Tatsache, dass der durch den Transponder von EAS-Systemen vermittelbare Informationsgehalt entweder auf „aktivierter Transponder im Feld anwesend“ oder „Kein aktivierter Transponder im Feld“ eingeschränkt ist, werden EAS-Systeme auch als „Ein-Bit-RFID-Systeme“ bezeichnet.

Je nach genutztem physikalischem Prinzip der Wechselwirkung zwischen Transponder und dem ausgesendeten Feld können die im Folgenden kurz beschriebenen, gegenwärtig eingesetzten EAS-Systemtechnologien unterschieden werden.

2.5.1 Radiofrequenz-Systeme

Radiofrequenz-EAS-Systeme (RF-Systeme) arbeiten typischerweise im Frequenzbereich zwischen ca. 1,8 MHz und 8,7 MHz, wobei gegenwärtige kommerziell vertriebene Anlagen fast ausschließlich den Frequenzbereich um ca. 8,2 MHz nutzen.

Das Funktionsprinzip beruht auf einem im Transponder untergebrachten, auf die System-Mittenfrequenz abgestimmten, LC-Schwingkeis. Die im Ausgangsbereich des Kaufhauses befindliche Sendeantenne erzeugt ein elektromagnetisches Feld, dessen Frequenz in einem

[3] Der Begriff „aktivierter Transponder“ ist nicht mit dem Begriff „aktiver Transponder“ zu verwechseln (vgl. Kapitel 2.1). Transponder von EAS-Systemen sind allein aus Kostengründen praktisch immer passive Transponder im Sinne der Definitionen in Kapitel 2.1.

engen Frequenzbereich um die Resonanzfrequenz des Tags (z.B. 8,2 MHz ± 10%) durchgewobbelt wird. Wird der Transponder in dieses Feld gebracht, so gerät er periodisch mit der Wobbelfrequenz in Resonanz und wirkt im Sinne einer geringen (periodischen) Feldschwächung auf das Gesamtfeld zurück. Diese Änderung des Gesamtfeldes kann entweder in der Sendespule selbst oder auch in einer eigenen Empfängerspule detektiert werden. Mit derartigen Systemen können Schleusenbreiten bis ca. 2 m realisiert werden. Zuverlässigkeitsprobleme ergeben sich vor allem bei Anbringung der Transponder auf metallischen Warenteilen, da diese die resultierende Kapazität und damit die Resonanzfrequenz beeinflussen können. Weiters können auch sämtliche andere, zufällig bei der Systemfrequenz resonanten Teile bzw. Strukturen zu Fehlalarmen führen (z.B. Kabeltrommeln [1]).

Im Zuge der Bezahlung wird der Transponder entweder von der Ware entfernt (bei qualitativ hochwertigen und teuren Transpondern) oder seine Resonanzfrequenz dauerhaft aus dem Systemfrequenzbereich „verschoben“ (billigere, auf der Ware verbleibende Transponder). Letzteres wird in der Praxis dadurch erreicht, dass der Kondensator des LC-Schwingkreises zerstört wird. Dazu wird die Ware mitsamt dem Transponder in ein ausreichend starkes Magnetfeld (typ. >1,5 A/m) eines eigenen Deaktivierungsgerätes (im Bereich der Kassa untergebracht) gebracht, wodurch es im Kondensator zum Durchschlag entlang eigens eingebauter Sollkurzschlussstellen und damit zu seiner Zerstörung kommt.
Die letztgenannte Art der billigen Transponder wird auf sehr einfache Weise, z.B. mittels Ätztechnik auf flexiblen mit metallbeschichteten Basismaterialien realisiert, so dass sich solche Transponder für den Laien oftmals nicht von üblichen Preis- oder Strichcode-Etiketten unterscheiden lassen.

Auf Basis der technischen Spezifikationen von Radiofrequenz-EAS-Systemen sind im Detektionsbereich maximale Feldstärken in der Größenordnung vom ca. 1 A/m zu erwarten (Zerstörung von Soft-Tags >1,5 A/m). Im Nahbereich von Deaktivierungsgeräten ist lokal mit Feldstärken deutlich oberhalb von 1,5 A/m zu rechnen. Im Vergleich dazu liegen der ICNIRP-Referenzwert für die Allgemeinbevölkerung bei 8,2 MHz bei 0,09 A/m und jener für berufliche Exposition bei ca. 0,2 A/m. Eine detaillierte Analyse der Expositionsverhältnisse in der Praxis erscheint daher hier geboten.

2.5.2 Mikrowellen-Systeme

Mikrowellen-EAS-Systeme arbeiten in Europa zumeist im 2,45 GHz ISM-Frequenzband oder seltener auch im Frequenzbereich um 5,8 GHz und nutzen das Prinzip der Erzeugung von Oberwellen durch den Transponder. Der Transponder ist extrem einfach aufgebaut und besteht im Wesentlichen nur aus einer resonanten Dipolantenne in deren Fußpunkt eine Kapazitätsdiode sitzt. Das vom Sender im Detektionsbereich erzeugte elektromagnetische Feld wird vom resonanten Dipol des im Detektionsbereich befindlichen Transponders aufgenommen und das daraus resultierende Signal an der nichtlinearen Kennlinie der Kapazitätsdiode verzerrt. Die solchermaßen erzeugten Oberwellen des Sendesignals werden vom Dipol wieder abgestrahlt und können von einer Empfangsantenne im Detektionsbereich leicht erfasst werden. Zur Unterscheidung bzw. zur Vermeidung von gegenseitigen Störungen räumlich eng benachbarter Systeme, kann das primäre Sendesignal moduliert werden (z.B. ASK), da sich die Modulation unverändert in den Oberwellen des Signals abbildet.

Die Transponder von Mikrowellen-EAS-Systemen sind üblicher Weise in einem kleinen Kunststoffgehäuse untergebracht (Hard-Tags) und werden beim Bezahlen an der Kasse von der Ware entfernt.

Der wesentliche Nachteil dieser Mikrowellen-EAS-Technologie besteht in der elektromagnetischen Abschirmbarkeit der Tags (z.B. durch Metallfolie), weshalb diese Systeme nur noch relativ selten eingesetzt werden.

2.5.3 Frequenzteiler-Systeme

Frequenzteiler-EAS-Systeme arbeiten typischer Weise im Frequenzbereich zwischen 100 kHz und 135 kHz und bedienen sich vergleichsweise aufwendiger Transponder, die das von der Sendeantenne erzeugte Feld via induktiver Kopplung empfangen und dessen Trägerfrequenz teilen (typischer Weise halbieren). Das Signal mit halbierter Trägerfrequenz (jedoch identischer Modulation wie das ursprüngliche Signal) wird vom Transponder wieder ausgesendet und kann von Empfangsantennen detektiert werden. Die vergleichsweise teuren Transponder werden beim Bezahlen von der Ware entfernt.

2.5.4 Elektromagnetische Systeme

Elektromagnetische EAS Systeme (EM-Systeme) arbeiten mit Magnetfeldern bei sehr niedrigen Frequenzen im Bereich von einigen zehn Hertz bis zu ca. 20 kHz. Der Transponder besteht im Wesentlichen aus einem Streifen weichmagnetischen Materials, der ganz oder teilweise von einem Streifen oder Plättchen hartmagnetischen Materials umgeben ist. Im aktivierten Zustand ist das hartmagnetische Material im Transponder entmagnetisiert (geringe Remanenzfeldstärke). Wird ein aktivierter Transponder in das von den Sendeantennen erzeugte Magnetfeld gebracht, wird der weichmagnetische Metallstreifen im Transponder im Takt der Sendefrequenz ummagnetisiert und dadurch in die Sättigung getrieben. Zwischen der von der Sendeantenne erzeugten Feldstärke und der resultierenden, auf das Feld zurückwirkenden und damit in den Empfangsantennen detektierbaren Magnetisierung des Materials besteht daher ein stark nicht-linearer Zusammenhang. Diese Nichtlinearität führt einerseits zum Entstehen von Oberwellen des Sendesignals und andererseits zum Entstehen von Summen und Differenzfrequenzen, wenn das ursprüngliche Sendesignal nicht nur eine Frequenz enthält, sondern mehrere Frequenzanteile. Letztgenannter Effekt wird zumeist von praktisch eingesetzten EM-Systemen ausgenutzt.

Beim Bezahlen wird das Tag durch einen starken Permanentmagneten deaktiviert. Das starke Gleichfeld des Magneten führt zu einer bleibenden Magnetisierung des hartmagnetischen Materials im Transponder, dessen Remanenzfeldstärke ausreicht, um den weichmagnetischen Metallstreifen in der Sättigung zu halten. Diese ist damit nicht mehr durch das Feld der Sendeantenne ummagnetisierbar und das Tag dadurch deaktiviert. Durch Entmagnetisierung der Transponder ist auch deren Wiederverwendung möglich.

Zur Erreichung der notwendigen Sättigungsmagnetisierung der Tags sind relativ hohe Magnetfeldstärken im Detektionsbereich erforderlich. Als typische Werte werden in [1] beispielsweise 25-120 A/m bei 70 Hz angegeben, was durchaus zu lokalen Feldstärken oberhalb der ICNIRP-Referenzwerte möglich macht (ICNIRP-Referenzwert für Allgemeinbevölkerung bei 70 Hz: ca. 57 A/m).

2.5.5 Akustomagnetische Systeme

Akustomagnetische EAS-Systeme (AM-Systeme) nutzen das Prinzip der Magnetostriktion. Im Transponder ist ein hinsichtlich seiner geometrischen Länge auf die Systemfrequenz (typ. 58 kHz) abgestimmter amorpher (weichmagnetischer) Metallstreifen derart untergebracht, dass er frei schwingen kann. Zusätzlich befindet sich auch ein fest mit dem (Kunststoff-) Gehäuse verbundener hartmagnetischer Metallstreifen im Transponder. Erst durch eine ausreichend starke Magnetisierung des Hartmetallstreifens (Aktivierung) liegt die mechanische Eigenfrequenz des amorphen Metallstreifens bei der Systemfrequenz. Die Sendeantennen des Systems erzeugen im Detektionsbereich ein periodisch gepulstes Magnetfeld mit einer Trägerfrequenz entsprechend der mechanischen Resonanzfrequenz der Transponder. Befindet sich ein aktivierter Transponder in diesem Feld, so wird er durch jeden Impuls des Feldes aufgrund der Magnetostriktion zu mechanischen Schwingungen angeregt, die über die Impulsdauer hinaus anhalten, genauer gesagt, nach der fallenden Flanke des Anregungsimpulses exponentiell abklingen. Diese abklingende Schwingung des amorphen Metallstreifens kann durch die Empfängerspule des Systems detektiert werden

(Umkehrung des magnetostriktiven Effekts). Ein wesentlicher Vorteil von AM-Systemen ist, dass Anregung und Detektion der Tags zeitlich getrennt stattfinden können, was sich hinsichtlich der erreichbaren Detektionsempfindlichkeit positiv auswirkt.

Zur Deaktivierung wird das Tag (d.h. der hartmagnetische Metallstreifen im Tag) entmagnetisiert, was zur Verstimmung der mechanischen Resonanzfrequenz des amorphen Metallstreifens führt.

Hinsichtlich der zu erwartenden Immissionen ist zu erwähnen, dass die für AM-Systeme fast ausschließlich genutzte Frequenz von 58 kHz wahrscheinlich nicht zufällig an der oberen Grenze des jenes Frequenzbereiches gewählt wurde, in dem gemäß Funkregulierung die höchsten Magnetfeldstärken zulässig sind (ca. 70 dBµA/m in 10 m Abstand, vgl. Abbildung 2.2). Insofern erscheinen AM-Systeme als strahlenschutztechnisch besonders interessant (vgl. Abbildung 2.3).

2.5.6 Einsatzhäufigkeit in der Praxis

Obwohl grundsätzlich alle oben genannten unterschiedlichen EAS-Technologien seit Jahren zum Stand der Technik gehören und im Laufe der Jahre auch alle in der Praxis zum Einsatz kamen, haben sich am Markt vor allem RF- und AM-Systeme durchgesetzt. Frequenzteiler-Systeme und Mikrowellen-Systeme sind in Mitteleuropa mittlerweile praktisch vollständig aus den Portfolios der Hersteller verschwunden. EM-Systeme werden von einigen Herstellern zwar noch angeboten, sind in der Praxis aber auch nur selten anzutreffen.

Lokalaugenscheine in mehr als fünfhundert zufällig ausgewählten unterschiedlichen Verkaufslokalen in Wien, Berlin, Frankfurt und München hat die in Tabelle 2.4 dargestellten Einsatz-Häufigkeiten ergeben.

Radiofrequenz-Systeme (RF)	50%
Akustomagnetische Systeme AM	48%
Elektromagnetische Systeme (EM)	2%

Tabelle 2.4: Einsatzhäufigkeiten der unterschiedlichen EAS-Technologien, erfasst im Zuge von Lokalaugenscheinen in über fünfhundert zufällig ausgewählten Geschäftslokalen in Wien, München, Berlin und Frankfurt

Demnach teilen sich die RF- und die AM-Technologie praktisch zu annähernd gleichen Teilen den gegenwärtigen EAS-Markt. Die EM-Technologie ist offensichtlich nur mehr sehr vereinzelt anzutreffen.

2.6 NFC (Near Field Communication)

NFC kann als Erweiterung der bei 13,56 MHz mit induktiver Kopplung arbeitenden Technologie der kontaktlosen Chipkarten nach ISO 144443 gesehen werden (vgl. Kapitel 2.4.1) und ist durch Dokumente mehrerer Normungsgremien international standardisiert (z.B. ISO 18092, 21481, ECMA 340, 352, 356, 362, ETSI TS 102 190). Während kontaktlose Chipkarten grundsätzlich als passive Transponder ausgelegt sind, die von zugehörigen Schreib/Lesegeräten via induktiver Kopplung gelesen bzw. beschrieben werden können, geht die NFC-Technik von zwei funktionell gleichgestellten Kommunikationsendgeräten aus. D.h., jedes NFC-Gerät verfügt über einen Sendeempfänger mit eigener Energieversorgung. Als maximale Kommunikationsreichweite wird dabei von ca. 10 cm ausgegangen („proximity coupling“, vgl. Kapitel 2.4.1). Das bei NFC implementierte Übertragungsprotokoll sieht unterschiedliche Betriebsmodi vor. Im so genannten „**Active Mode**“ ist selbstverständlich die Kommunikation zwischen zwei mit NFC-Interface ausgestatteten Geräten (z.B. Mobiltelefonen) möglich. Dies kann, ähnlich wie mit Bluetooth, zum Austausch von Daten

zwischen den Geräten genutzt werden, speziell wenn keine Anforderungen an hohe Datenraten bestehen. Eines der Geräte übernimmt dabei die Rolle des „NFC-Initiators“, der für die Organisation des Datenverkehrs zuständig ist (Master-Funktion), das andere Gerät wird „NFC-Target“ genannt (Slave-Funktion). Die seitens der NFC-Hersteller langfristig vielversprechendste NFC-Anwendung dieser Art ist das „Mobile Payment“. Die Vision dabei ist, dass jedermann mit einem NFC-tauglichen Mobiltelefon ausgestattet und in jedem Geschäft ein entsprechendes NFC-Terminal vorhanden ist. Durch bloßes in die Nähe bringen des Mobiltelefons, Identifikation (z.B. PIN Code Eingabe) und Bestätigung des Betrages, kann bezahlt werden. Einer Verbreitung dieser Anwendung steht die gegenwärtig noch ausstehende Einigkeit aller beteiligten Parteien (Mobilfunk-Netzbetreiber, Banken, Handel, NFC- und Mobilfunkhersteller) über das dafür notwendige „Ecosystem“, der damit verbundenen Sicherheits- und Datenschutzaspekte, sowie das entsprechende Geschäftsmodell im Weg. Derzeit laufende NFC-Pilotprojekte mit mobilen Zahlungsfunktionalitäten beschränken sich zumeist auf abgeschlossene Systeme, wie z.B. den elektronischen Ticketverkauf innerhalb eines Verkehrsverbundes, Parkticketverkauf in Städten, usw. In anderen Anwendungsfeldern (Marketing, Ambient Assisted Living, elektronische Fragebögen, etc.) sind allerdings bereits erste markttaugliche NFC-Applikationen absehrbar. Insbesondere die im Rahmen einer Konferenz im September 2011 [8] von Samsung (gegenwärtiger Weltmarktführer im Bereich Smart Phones) getätigte Ankündigung, dass alle zukünftigen Samsung-Smart Phones NFC-tauglich sein werden, lässt einen Anstieg von NFC-Applikationen in den nächsten Jahren erwarten.

Neben dem „Active Mode“ bietet der bei NFC zusätzlich verfügbare „**Passive Mode**“ vorteilhafte Funktionalitäten, die NFC das Potenzial einer äußerst vielfältig einsetzbaren Technologie verleiht. In diesem Modus kann ein NFC-Gerät entweder die Funktionalität eines zu ISO14443 konformen RFID-Schreib/Lesegerätes (Reader Emulation Mode) oder eines ISO 14443 konformen RFID-Transponders („Card Emulation Mode“) übernehmen (Abbildung 2.6).

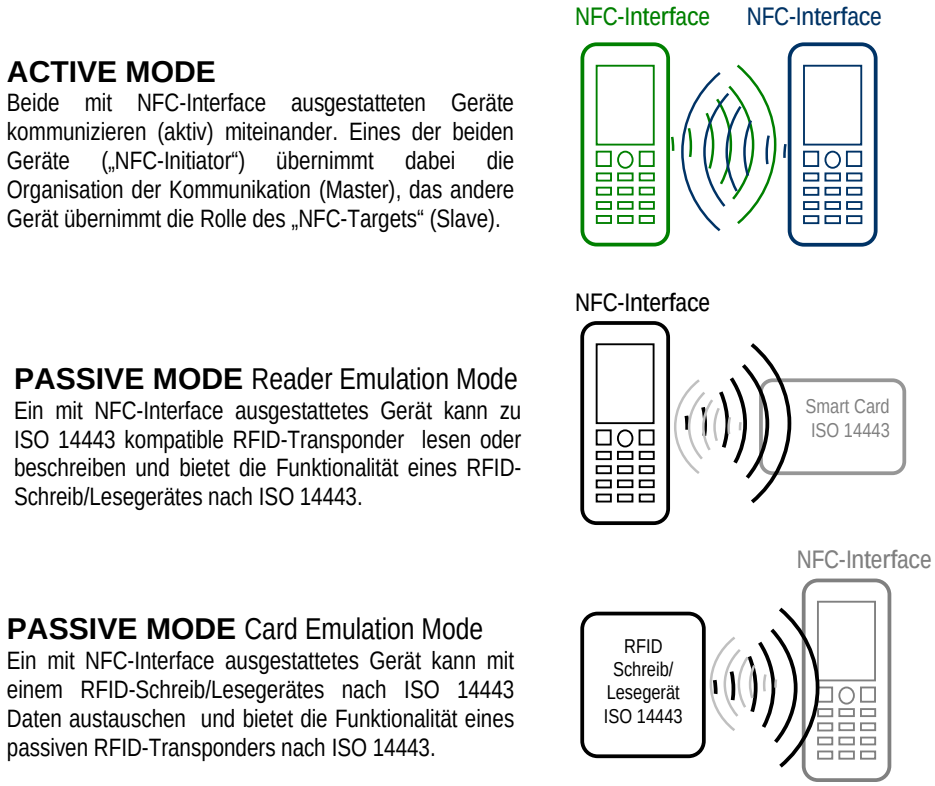


Abbildung 2.6: Schematische Darstellung der bei NFC möglichen Betriebsmodi

Ein NFC-taugliches Endgerät, wie z.B. ein Mobiltelefon, kann damit zu einem „universellen“ (ISO14443-) RFID-Gerät für jedermann werden, womit der Phantasie hinsichtlich damit realisierbarer Anwendungen nur sehr weite Grenzen gesetzt werden können. Bereits die gegenwärtig laufenden NFC-Pilotprojekte in den Bereichen der Medizin, Ambient Assisted Living, Social Networking, Kundenbindung, Unterhaltung, Sport, Ticketing, Marketing, usw. [8] sind derart mannigfaltig, dass von einer zeitnahen Verbreitung von NFC ausgegangen werden kann.

Hinsichtlich der Exposition durch NFC-Geräte, wird aufgrund der absehbaren Anwendungen in der Praxis zumeist eine lokale Exposition der Hand bzw. der Finger vorherrschen. Im Zuge eines ebenfalls gegenwärtig laufenden Projekts in unserem Haus wurden an der Oberfläche (ca. 5 mm Distanz) zu NFC-Modulen lokale magnetische Feldstärken bis zu 50 A/m gemessen (ICNIRP-Referenzwert für die Allgemeinbevölkerung bei 13,56 MHz: 0,073 A/m). Trotz der hohen lokalen magnetischen Feldstärken ist aufgrund der lokalen Begrenztheit der Felder, der üblicherweise relativ kurzen Expositionsdauern und aufgrund der relativ schwachen Kopplung und der relativ geringen Gewebeleitfähigkeiten bei 13,56 MHz eine Annäherung an den lokalen, über 10g gemittelten ICNIRP SAR-Basiswert (4 W/kg in den Gliedmaßen für die Allgemeinbevölkerung) äußerst unwahrscheinlich. Dennoch werden eine detaillierte numerische Untersuchung der Strahlungsabsorption und ein quantitativer Vergleich mit dem Basiswert als sinnvoll angesehen.

3 LITERATURRECHERCHE BEZÜGLICH EXPOSITION VON PERSONEN DURCH RFID-SYSTEME

Hinsichtlich der Exposition von Personen durch elektromagnetische Felder von RFID-Geräten liegen in der wissenschaftlichen Literatur überraschend wenig Publikationen vor. In öffentlich zugänglicher Form existieren nur einige wenige numerische Arbeiten zur Frage der induzierten Körperstromdichten durch EAS- bzw. RFID-Geräte. Im Gegensatz dazu existieren eine Vielzahl von Untersuchungen zum Thema der Störbeeinflussung von aktiven Implantaten und anderen medizintechnischen Geräten, offensichtlich begründet durch die Tatsache, dass für die RFID-Technik auch im Bereich der Medizintechnik bzw. im Gesundheitswesen viele vermarktbare Anwendungsszenarien existieren.
In den folgenden beiden Abschnitten wird eine kurze Zusammenfassung der wichtigsten publizierten Arbeiten zu den Fragen der Exposition von Personen durch RFID-Geräte und der möglichen Störbeeinflussung von aktiven Implantaten gegeben.

3.1 Exposition bezüglich direkter Wirkungen

Ergebnisse einer relativ frühen Arbeit zu Immissionsmessungen im Bereich von EAS-Anlagen werden in [9] zusammengefasst. Es wurden dabei Immissionsmessungen mit Breitbandfeldsonden im Nahbereich von RF-, AM-, EM- und Mikrowellen-EAS-Systemen durchgeführt. Angegeben werden jeweils die von den Messgeräten angezeigten Effektivwerte, ohne jedoch näher auf die Signaleigenschaften im Zeitbereich und das zeitliche Mittelungsverhalten der verwendeten Messgeräte bei gepulsten Feldern einzugehen. Aus diesem Grund müssen die Ergebnisse in [9] mit einer gewissen Vorsicht betrachtet werden. Einerseits bieten die angeführten Feldstärkewerte aus den genannten Gründen keine Rückschlussmöglichkeiten auf Puls-Spitzenbelastungen, und andererseits kann nicht ausgeschlossen werden, dass sie die tatsächlich aufgetretenen Feldstärken teilweise unterschätzen. Nahe zu den Antennen der untersuchten RF-Systeme (1,8 – 8,2 MHz) werden magnetische Feldstärken zwischen 0,08 A/ und 1,0 A/m berichtet, in der Mitte zwischen den Antennen, weniger als 0,03 A/m. Bei den untersuchten EM-Systemen (75 Hz bzw. 218 Hz) traten laut [9] nahe der Antenne bis zu 1040 A/m und in der Mitte zwischen den Antennen noch bis zu 144 A/m auf. Die Maximalimmissionen der AM-Systeme werden nahe den Antennen bzw. in der Mitte zwischen den Antennen mit 0,4 A/m bzw. 16,4 A/m angegeben. Die vom einzigen in [9] untersuchten Mikrowellensystem erzeugte elektrische Feldstärke betrug nahe der Sendeantenne ca. 16,6 V/m und in ca. 1 m Entfernung zur Antenne ca. 4,5 V/m.

Eine ganze Reihe unterschiedlicher Feldquellen an Arbeitsplätzen wurden in [10] messtechnisch, hinsichtlich der von ihnen verursachten Immissionen untersucht, darunter auch 3 RFID- bzw. EAS-Systeme mit Arbeitsfrequenzen 650 MHz, 5-7,5 kHz und 8,2 MHz. Die gemessenen lokalen maximalen magnetischen Feldstärken lagen in 10 cm Abstand zu den Geräten bei 40 A/m, 71,6 A/m und 0,1 A/m (Nennung in Reihenfolge wie oben bei Frequenzangabe), wobei beim 650 MHz System zusätzlich ein Wert von 477 A/m für die 50 Hz Komponente des Magnetfeldes angegeben wird. D.h., die lokalen Immissionen, lagen mit Ausnahme des 8,2 MHz Systems in 10 cm Distanz zu den Geräten oberhalb der ICNIRP-Referenzwerte für berufliche Exposition. In 1 m Entfernung zu den Geräten lagen die Immissionen schon deutlich unterhalb der ICNIRP-Referenzwerte für berufliche Exposition, für das 650 MHz System und das 8,2 MHz System auch schon unterhalb der Referenzwerte für Allgemeinbevölkerung. Neben den oben erwähnten Spot-Messungen zur Erfassung der, wurde auch die individuelle Exposition von Arbeitnehmern in der Umgebung der untersuchten EAS-Geräte während 20 Minuten Intervallen (1 Messwert pro Sekunde) erfasst (Messgeräte am Arbeitnehmer montiert). Die dabei gemessenen Maximalwerte der Magnetfeldstärke werden mit 1,59 A/m (136 A/m), 27,2 A/m und 1,3 A/m für das 650 Hz

(50 Hz Komponente)-, das 5-7,5 kHz- und das 8,2 MHz System angegeben, also ebenfalls teilweise zumindest oberhalb der Referenzwerte für die Allgemeinbevölkerung.

In [11] werden Ergebnisse von Magnetfeldmessungen im Nahbereich von 10 unterschiedlichen EAS Systemen (darunter EM-, AM, und RF-Systeme) und einem RFID-System (13,56 MHz), das am Ausgang von Bibliotheken installiert war, berichtet. Die Messungen erfolgten an dem für am Boden stehende Antennen in EN 62369-1[12] definierten Messpunktgitter, bestehend aus 45 Messpunkten, verteilt über den Bereich des Rumpfes einer in 20 cm Distanz zur Antenne stehenden Person (siehe auch Kapitel 4.1.1 und 5.1.1). In den meisten Fällen der EM- und AM-EAS Systeme und des 13,56 MHz Bibliothekensystems lagen die Raummittelwerte der Magnetfelder über das Messpunktgitter oberhalb der Referenzwerte für die Allgemeinbevölkerung nach ICNIRP 1998. Bei den untersuchten RF-EAS Systemen hingegen, traten keine Überschreitungen des Referenzwertes auf.

In einem Bericht des britischen National Radiological Protection Board (NRPB) [13] werden Immissionswerte von unterschiedlichsten für Arbeitsplätze relevanten Geräten zusammengefasst, darunter auch RFID- und EAS-Geräte. Als Vertreter von RFID-Geräten werden unterschiedliche Proximity-Reader und Antennen im Frequenzbereich 120-150 kHz, sowie bei 4,9 MHz angeführt. Bei allen angeführten Geräten traten die Feldmaxima stark lokal nahe der Antennen auf und lagen im Abstand > 20 cm bereits unterhalb der Referenzwerte für berufliche Exposition. Als EAS-Systeme wurden zumeist RF-Geräte (Detektoren und Deaktivierungsgeräte) im Frequenzbereich 7,4-9,1 MHz, sowie ein nicht näher spezifiziertes System bei 1,9 kHz betrachtet. Die höchsten Expositionswerte relativ zum Referenzwert werden für das 1,9 kHz System berichtet, bei dem auch in 1 m Distanz der Referenzwert für berufliche Exposition noch überschritten war. Bei den RF-Geräten werden Überschreitungen der Referenzwerte bei den stärksten der untersuchten Geräte nur innerhalb von ca. 30 cm Abstand zu den Antennen erreicht.

RFID-Systeme werden auch in [14] im Rahmen eines allgemeinen Artikels zum Thema der Exposition von Personen durch neue Funktechnologien erwähnt. Neben einer kurz gefassten Beschreibung der RFID-Technik werden auch in der Nähe eines 13,56 MHz Proximity-Kartenlesers gemessene Werte der magnetischen Feldstärke angegeben. In Abständen größer ca. 20 cm zum Kartenleser lagen die Feldstärkewerte bereits unterhalb der Referenzwerte für die Allgemeinbevölkerung. Erwähnt wird in [14] auch, dass SAR Messungen unter der Annahme eines direkten Anlehnens an den Kartenleser zu maximalen, über 10g Gewebe gemittelten SAR-Werten von ca. 0,1 W/kg führten, was deutlich unterhalb des entsprechenden ICNIRP-Basiswertes von 2 W/kg liegt.

Die Ergebnisse umfangreicher Messkampagnen in der Nähe unterschiedlichster RFID-Geräte bzw. Systeme sind in [15] zusammengefasst. Unter Laborbedingungen wurden Messungen an einem 121,5 kHz- und einem 13,56 MHz-Proximity-Readermodul durchgeführt. Als Maximalwerte der magnetischen Feldstärke unmittelbar über der Antenne der Module werden 2,1 A/m (Spitzenwert) beim 121,5 kHz Reader und ca. 43 A/m (Spitzenwert) bzw. ca. 13 A/m (Mittelwert) beim 13,56 MHz Reader angegeben. Zum Vergleich, die ICNIRP Referenzwerte für die Allgemeinbevölkerung liegen bei 5 A/m (3-150 kHz) bzw. bei 0,073 A/m (10-400 MHz). In Hauptsenderichtung der Antenne eines gängigen UHF-Schreib/Lesegerätes (868 MHz) wurde ein Spitzenwert 31,2 V/m bei einem Abstand von 20 cm zur Antenne gemessen, also bereits weniger als der entsprechende ICNIRP-Referenzwert für die Allgemeinbevölkerung. Weitere Messungen wurden in situ in der Nähe von drei unterschiedlichen 125 kHz Readern, und eines 13,56 MHz Readers von kontaktlosen Zutrittssystemen bzw. von RFID-Systemen zur Wäscheerkennung in einer Wäscherei durchgeführt. Schließlich wird von Messungen im Bereich eines 13,56 MHz RFID-Proximity Systems für Leihfahrräder, sowie im Bereich einer Mautstation mit installiertem 5,8 GHz RFID-Mauterfassungssystem berichtet. Die maximalen magnetischen Feldstärken in unmittelbarer Nähe der Oberfläche der untersuchten 125 kHz Reader werden (geräteabhängig) im Bereich zwischen ca. 2,2 A/m und 14,5 A/m (Spitzenwerte) angegeben, jene des 13,56 MHz Readers zur Wäscheerkennung mit ca. 1,9 A/m (Effektivwert). Die maximale magnetische Feldstärke (Effektivwert) an der Oberfläche des 13,56 MHz

Schreib/Lesegerätes der Leihfahrradstation betrug ca. 0,25 A/m. Die Messungen in für Personen zugänglichen Bereichen der Mautstation mit 5,8 GHz RFID-Mauterfassungssystem ergaben maximale Immissionswerte von 2,1 V/m, entsprechend ca. 2,2 % des ICNIRP-Referenzwertes für die Allgemeinbevölkerung.

Mit der numerischen Berechnung der Stromdichte in anatomischen Körpermodellen befassen sich [16] -[22].

In [16] wird von numerischen Berechnungen der induzierten Körperstromdichten bei Exposition im Bereich eines Tag-Deaktivierungsgerätes und einer aus zwei Spulenantennen bestehenden EAS-Schleuse im Frequenzbereich zwischen 1 kHz und 30 kHz berichtet. Die Berechnungen wurden jeweils mit einem anatomischen Körpermodell eines Erwachsenen und mit zwei daraus (durch maßstäbliches Verkleinern) abgeleiteten Kindermodellen, entsprechend einem 10-jährigen und einem 5-jährigen Kind durchgeführt. Aufgrund der Tatsache, dass die Feldmaxima der modellierten EAS-Komponenten im Bereich von ca. 0,8 bis 1,2 m über dem Boden auftraten ergaben sich für die Kindermodelle größere lokale Stromdichten in Gehirn und Rückenmark, als im Modell des Erwachsenen. Die Autoren kommen zum Schluss, dass die maximale, über einen Querschnitt von 1 cm^2 gemittelte Stromdichte im Gehirn von Erwachsenen unterhalb der entsprechenden ICNIRP-Basiswerte liegt. Für Kinder sehen sie aber potenziell die Möglichkeit einer Annäherung an die Basiswerte bzw. sogar einer Überschreitung.

Die Autoren von [17] ziehen einen Vergleich unterschiedlicher Expositionsbewertungs-methoden im Bereich von EAS-, RFID- und ähnlichen Geräten, bei Aussendung gepulster Felder. Verglichen wird einerseits eine Beurteilung mit Berechnung des induzierten Stromdichtemaximums, unter der vereinfachten Annahme, dass der tatsächlich emittierte Impuls (Impulsdauer t_p) durch eine Sinushalbwelle der Frequenz $1/2t_p$ nachgebildet werden kann. Demgegenüber wird andererseits die Exposition im gepulsten Feld als Multifrequenzexposition entsprechend der Fourier-Zerlegung des Originalimpulses betrachtet. In ihren Berechnungen mit unterschiedlichen Impulsformen zeigen die Autoren, dass die Bewertung auf Basis einer Multifrequenzexposition zu wesentlich konservativeren Ergebnissen führt als jene mit vereinfachter Impulsform.

Die induzierten Körperstromdichten in einem anatomischen Modell eines Erwachsenen zufolge der Exposition gegenüber Magnetfeldern von EAS-Deaktivierungsgeräten (200 Hz) wurden in [18] berechnet. Die Berechnungen zeigten für die getroffenen Annahmen keine Überschreitung der ICNIRP-Basiswerte (über 1 cm^2 gemittelte Stromdichte) im Zentralnervensystem.

In [19] und [20] werden Ergebnisse numerischer Berechnungen bei Exposition eines anatomischen Körpermodells eines Erwachsenen im Nahbereich von Antennen von Vicinity-RFID-Geräten bei 125 kHz und 13,56 MHz gezeigt. Zusätzlich zur Exposition des originalen Körpermodells wird die Beeinflussung der induzierten Stromdichte durch metallische Implantate (künstliches Hüftgelenk, Plattenverschraubung am distalen Ende des Oberarmknochens, sowie metallische Zwischenwirbelfixierung) untersucht. Beide Arbeiten zeigen einerseits, dass bei starker Annäherung an die Antennen der betrachteten RFID-Systeme die Basiswerte (sowohl bezüglich Stromdichte, als auch bezüglich SAR) erreicht, bzw. in einigen Fällen überschritten werden können, und andererseits, dass metallische Implantate zu einer Erhöhung der lokalen Stromdichten bzw. der SAR in unmittelbarer Umgebung der Implantate führen können.

Ein Ergebnisbericht zu detaillierten numerischen Berechnungen der induzierten Stromdichte in einem anatomischen Ganzkörpermodell eines Erwachsenen bei Exposition nahe der Antennen zweier unterschiedlicher EAS-Systeme liegt mit [21] vor. Es wurde ein 217 Hz EM- und ein 58 kHz AM-EAS System, jeweils bei seitlicher Exposition des Körpermodells mit 20 cm Abstand zu den Antennen, sowie bei Berührung des Antennengehäuses, mit dem Rücken, betrachtet. Die Berechnungsergebnisse zeigten, dass in der Expositionssituation mit Berührung des Antennengehäuses der ICNIRP Basiswert für die Stromdichte im Gewebe für beide untersuchten EAS Systeme überschritten wurde. Bei seitlicher Exposition mit 20 cm

Abstand zum Antennengehäuse kam es nur beim EM-EAS-System zu Überschreitungen des ICNIRP Basiswertes. Die höchsten Stromdichtewerte traten jeweils im Bereich des Rückenmarks auf.

In einer relativ neuen Arbeit [22] werden Ergebnisse numerische Simulationen (FDTD) der induzierten Stromdichten im Gewebe und der SAR bei Exposition gegenüber eine EAS-System bei 10 MHz publiziert. Es werden dabei unterschiedliche anatomische Körpermodelle in seitlicher Ausrichtung (Distanz 20 cm) und frontal (Distanz 5 cm) zu den Antennen eingesetzt. Anzumerken ist jedoch, dass das verwendete Modell (die Geometrie) der EAS-Antenne nicht der gegenwärtig typischen Ausprägung von RF-EAS Systemen entspricht, sondern an das in [17] verwendete AM-EAS Antennenmodell angelehnt ist. Die räumliche Feldverteilung in [22] dürfte daher nicht jener realer RF-EAS Systeme entsprechen. Die damit gewonnenen Berechnungsergebnisse zeigen keine Überschreitungen der Basiswerte für die Allgemeinbevölkerung nach ICNIRP 1998.

3.2 Störbeeinflussung elektronischer Implantate

Systematische Untersuchungen und Fallberichte von Störbeeinflussungen von implantierbaren Herzschrittmachern und Cardioverter Defibrillatoren (ICD) durch EAS- oder RFID-Systeme finden sich in relativ großer Zahl in der wissenschaftlichen Literatur. Vor allem EAS-Systemen wurde in diesem Zusammenhang am Beginn deren Verbreitung in den 1990er Jahren viel Aufmerksamkeit geschenkt.

In einer frühen Arbeit aus 1992 [23] wurden die Auswirkungen von vier verschiedenen elektronischen Artikelsicherungsanlagen auf 35 Herzschrittmacher in unterschiedlichen Positionen im Bereich der EAS-Systeme untersucht. Angaben über die Positionen an denen Störungen auftraten, über die Feldstärken an diesen Positionen und über die genauen Typenbezeichnungen der untersuchten EAS-Systeme werden nicht gemacht. 28 (80%) Herzschrittmacher zeigten eine Beeinflussung durch das Feld der EAS-Anlagen. Von den 28 beeinflussten Herzschrittmacher inhibierten 14 (50%) länger als drei Sekunden, 3 (11%) Geräten kam es zur Umprogrammierung zufolge der Exposition und bei den restlichen 11 (39%) Herzschrittmacher traten falsche Stimulationsimpulse auf.

Von in vitro Untersuchungen mit 28 Herzschrittmachern und in vivo Untersuchungen mit 32 freiwilligen Herzschrittmacherpatienten in den Feldern unterschiedlicher EAS-Anlagen wird in [24] berichtet. Keine Auswirkungen auf die Herzschrittmacher wurde bei Anlagen mit Arbeitsfrequenzen 7,4 MHz - 9 MHz, 300 Hz und 10 kHz festgestellt. Bei EAS-Anlagen mit Arbeitsfrequenz 132 kHz (gepulst mit 15 Hz), kam es bei den meisten in vitro Untersuchungen zu Stimulus-Inhibitionen bzw. zu Umprogrammierungen. Die in vivo Untersuchungen zeigten Inhibitionen bei 10 der untersuchten Schrittmacher.

Im Jahr 1995 erschien mit zum ersten Mal ein Fallbericht einer Störbeeinflussung eines implantierbaren Defibrillators (ICD) durch ein EAS-System [25]. Es wird von einem 61-jährigen Patienten berichtet, bei dem acht Monate nach der Implantation Fehlfunktionen (nicht adäquate Defibrillationsschocks) auftraten, die der Autor auf ein ca. 10 minütiges Verweilen des Patienten in unmittelbarer Nähe (mit teilweiser Berührung) einer EAS-Antenne zurückführt.

In [26] wird von einem weitern Zwischenfall bei einem 60-jährigen ICD-Patienten berichtet, bei dem es infolge des Berührens einer EAS-Antenne zur Auslösung von Defibrillationsschocks kam.

In einer 1998 in [27] publizierten, umfangreichen Untersuchung in den USA wurden insgesamt 25 ICD-Patienten und 50 Herzschrittmacherpatienten den elektromagnetischen Feldern von 6 unterschiedlichen EAS-Systemen ausgesetzt und die Reaktion der Implantate analysiert. Keiner der ICDs zeigte Störbeeinflussungen durch die Felder der EAS-Systeme. Bei den Herzschrittmachern zeigten sich, je nach Technologie der EAS-Systeme unterschiedliche Effekte. Mit RF-EAS-Systemen konnte bei keinem der Herzschrittmacher eine Störung festgestellt werden. Bei einem der untersuchten EM-EAS-Systemen traten bei 2 der insgesamt 50 Schrittmacherpatienten Störungen auf. Das größte Störpotenzial zeigten

die AM-EAS-Systeme, die bei 48 der 50 Herzschrittmacher zu nachweisbaren Beeinflussungen führten.

Die Untersuchung der Auswirkungen von 2 unterschiedlichen EM-EAS-Systemen auf die Implantate von 20 Herzschrittmacherpatienten wird in [28] beschrieben. Die EAS-Systeme werden vom Autor durch Angabe der Arbeitsfrequenz und eines Wertes der magnetischen Flussdichte spezifiziert. Demgemäß soll es sich bei einem System um 72 Hz bei 1,1 µT und beim anderen System um 5 und 7,5 kHz bei 670 µT gehandelt haben. Während kontinuierlicher Aufzeichnung des EKGs durchschritten die Patienten die Anlage, blieben darin stehen und lehnten sich dann gegen die Anlage. Mit der höchsten eingestellten Schrittmachersensitivität (1,2 mV) detektierten 6 der 20 Schrittmacher am ventrikulären Kanal eine Störung. Alle Störungen traten bei der Anlage mit 72,3 Hz, keine Störungen bei der Anlage im kHz-Bereich auf. In 5 Fällen kam es zu kurzfristigen Stimulus-Inhibitionen (<1.2s) und in einem Fall ging der Herzschrittmacher in den asynchronen Sicherheitsbetrieb über. Alle HSM bei denen Störungen auftraten, gehörten zur Gruppe der vor 1993 hergestellten Implantate.

In [29] wird ebenfalls von Wechselwirkungen zwischen Herzschrittmachern und einem EAS-System berichtet. Bei 20% (26 von 129) der an der Untersuchung teilnehmenden Patienten mit DDD-Schrittmachern, bei 10% (7 von 71) der an der Untersuchung teilnehmenden Patienten mit VVI-Schrittmachern und bei 50% (2 von 4) der an der Untersuchung teilnehmenden Patienten mit VDD-Schrittmachern wurden Interferenzen beim Durchschreiten der Artikelsicherungsanlage beobachtet. Darüber hinaus zeigte sich, dass bei unipolaren Herzschrittmacherkonfigurationen Interferenzen ca. doppelt so häufig auftraten, als bei bipolaren.

Störbeeinflussungen von implantierbaren Loop Recordern (ILR)[4] durch RF-EAS Systeme werden in [30] berichtet. Es wurden sowohl in vivo Versuche (mit 2 Patienten), als auch in vitro Experimente (mit 3 ILR Systemen in Luft) in den Feldern unterschiedlicher EAS Systeme (RF, EM, AM) durchgeführt. Für die in vivo Untersuchungen durchschritten die Patienten die EAS Systeme in typischer Weise, für die in vitro Versuche wurden die ILR-Systeme auch näher an die Antennen der EAS Geräte herangebracht bzw. der Abstand zu den Antennen durch rhythmische Bewegung (mit ca. 1 Hz) variiert, um einen möglichen Einfluss einer überlagerten Amplitudenmodulation zu untersuchen. Eine Störbeeinflussung wird interessanter Weise nur bei den RF-EAS Systemen berichtet (sowohl in vivo als auch in vitro).

Die am Herzschrittmachereingang durch EAS-Systeme induzierte Störspannung wurde in [31] auf Basis numerischer Berechnungen ermittelt. Dabei wurden zwei typische von EAS-Systemen verwendete Frequenzen, nämlich 200 Hz (EM-EAS-System) und 8,2 MHz (RF-EAS-System) betrachtet. Als Körperphantom wurde ein einfacher quaderförmiger und homogener Gewebeblock verwendet. Für das RF-EAS-System (8,2 MHz) ergaben die Berechnungsergebnisse für die induzierten Spannungen zwischen Gehäuse und ventrikulärer Elektrode bzw. zwischen Gehäuse und atrialer Elektrode bzw. zwischen ventrikulärer und atrialer Elektrode 342 mV bzw. 1,33 mV bzw. 51 mV. Für das EM-EAS-System (200 Hz) ergaben sich diese Werte zu 1,03 mV bzw. 0,17 mV bzw. 7,62 mV. Gemäß den Autoren sind diese induzierten Spannungen zu klein um eine Störung des Schrittmachers zu bewirken.

In einem allgemeinen Artikel zum Thema der elektromagnetischen Wechselwirkungen von EAS- RFID- und Metalldetektor-Systemen [32] wird von Prof. Irnich die Möglichkeit einer Abschätzung des Gefahrenpotenzials für derartige Wechselwirkungen auf Basis der physikalischen Gegebenheiten gezeigt. Basierend auf zahlreichen wissenschaftlichen Untersuchungen liegen Daten über die maximal zulässigen Störspannungen am

[4] Unter „Loop Recorder“ werden in der Kardiologie Geräte bezeichnet, die das EKG laufend in einem Ringspeicher definierter Aufzeichungslänge t (z.B. 30 s) aufzeichnen. Wird zu einem Zeitpunkt t_0 eines mehrerer vordefinierbarer EKG-Ereignisse vom ILR detektiert, so wird die EKG-Aufzeichung des Zeitbereichs t_0-t dauerhaft gespeichert. Treten keine Ereignisse auf, so wird die EKG-Aufzeichnung laufend mit den aktuellen Daten überschrieben. Auf diese Weise ist eine Langzeitüberwachung hinsichtlich auftretender EKG-Ereignisse bei Herzpatienten möglich.

Schrittmachereingang vor, sodass mit entsprechenden Kopplungsmodellen eine Beurteilung vorgenommen werden kann, wenn die von den genannten Quellen verursachten maximalen Feldstärken bekannt sind.

Dass trotz zweifelsfreier Verbesserung der Störfestigkeit von Herzschrittmachern und ICDs auch heute noch klinisch relevante Störbeeinflussungen durch EAS-Systeme möglich sind, zeigen zwei kürzlich publizierte Fallberichte aus den USA [33]. Es wird von nichtadäquater Defibrillationsschockauslösung bei einem ICD-Patienten und Kreislaufkollaps zufolge Störbeeinflussung des Herzschrittmachers bei einer Patientin, verursacht durch akustomagnetische (AM-) EAS Systeme berichtet.

Intensive Aktivitäten zum Thema möglicher Störbeeinflussungen von aktiven Implantaten fanden in den letzten Jahren in Japan statt, wobei man sich nicht speziell mit EAS-Systemen, sondern ganz allgemein mit der RFID –Technologie und allen dabei genutzten Frequenzbereichen auseinandersetzte. In [33] und [35] werden Methoden zur Analyse des Störbeeinflussungspotenzials auf Basis einer Kombination von messtechnischen und numerischen Experimenten beschrieben.
Unter Verwendung der in [33] und [35] beschriebenen experimentellen in vitro Testmethode (mit quaderförmigem flüssigkeitsgefüllter Körpernachbildung) wurden im Auftrag des japanischen *Ministry of Internal Affairs and Communications (MIC)* umfangreiche Untersuchungen mit unterschiedlichen Implantaten und RFID-Geräten im UHF-Frequenzbereich durchgeführt, deren Ergebnisse in einem detaillierten Bericht zusammengefasst sind [36]. Es wurden insgesamt 31 unterschiedliche Herzschrittmacher und 14 ICDs bei Exposition in den Feldern von insgesamt 17 unterschiedlichen RFID-Geräten (3 handgehaltene, 12 stationäre und 2 modulare Reader) untersucht. Zusammenfassend zeigte sich, dass die Einhaltung eines 22 cm Sicherheitsabstandes zu den untersuchten UHF-RFID-Geräten ausreicht, um Störbeeinflussungen zu verhindern.

In einer kürzlich veröffentlichten Arbeit [37] wurden 15 Herzschrittmacher und 15 ICDs in den Feldern von 13 unterschiedlichen RFID Readern mit Arbeitsfrequenzen im Band 125-135 kHz (LF-Systeme), bei 13,56 MHz (HF-Systeme) und im UHF-Bereich auf Basis von in vitro Experimenten untersucht. Während bei keinem der UHF-Systeme Störbeeinflussungen der Herzschrittmacher und ICDs gefunden wurden, zeigten sich bei ca. 6% der Schrittmacheruntersuchungen und ca. 1% der ICD-Untersuchungen Störbeeinflussungen bei Exposition in den Feldern der 13,56 MHz Systeme. Die Störbeeinflussungen traten dabei bis zu eine Distanz von 22 cm von den Geräten auf. Das größte Störpotenzial zeigten die LF-Systeme mit einer Störbeeinflussung von 67% aller durchgeführten Schrittmacher- und 47% aller durchgeführten ICD-Tests, wobei Störbeeinflussungen bis zu Distanzen von ca. 60 cm von den Geräten beobachtet werden konnten.

Neben den zahlreichen oben angeführten Arbeiten hinsichtlich Herzschrittmacher und Defibrillatoren liegt auch ein Fallbericht bezüglich einer möglichen elektromagnetischen Beeinflussung eines Rückenmarkstimulators durch EAS-Systeme vor. In [38] wird von einem 69-jährigen Patienten mit einem in der Lendengegend implantierten Rückenmarkstimulator und zwei Stimulationselektroden im Halsbereich berichtet, der beim Durchschreiten eines EAS-Systems nach einer kurzen Schmerzempfindung im Kopf das Bewusstsein verlor und sogar nach Wiedererlangen des Bewusstseins noch neurologische Beeinträchtigungen aufwies. Obwohl auf physikalischer Basis ein kausaler Zusammenhang mit den vom EAS-System emittierten Feldern nicht eindeutig und zweifelsfrei gezeigt werden konnte, wird vom Autor die Hypothese vertreten, dass ein solcher Zusammenhang existiert.

Die vorliegende Literatur zeigt demnach klar, dass RFID-Systeme grundsätzlich als potenzielle Störquellen für aktive elektronische Implantate angesehen werden müssen. Eine pauschale Aussage für alle RFID-Systeme ist jedoch aufgrund der Vielzahl der RFID-Anwendungsmöglichkeiten und RFID-Gerätetypen nicht ableitbar.

4 SYNOPSE DER REGELWERKE UND EMPFEHLUNGEN FÜR DIE BEGRENZUNG DER EXPOSITION

Grundsätzlich sind RFID-Geräte als Telekommunikations-Endgeräte im Sinne der Richtlinie 1999/5/EG [39] des Europäischen Parlaments und des Rates zu sehen. Um die bezüglich RFID-Tags in diesem Zusammenhang bestehenden Unklarheiten zu beseitigen, hat die Bundesnetzagentur im Amtsblatt 4/2008 (Mitteilung 203/2008) eindeutig festgestellt, dass auch RFID-Tags als Telekommunikations-Endgeräte im Sinne der Richtlinie 1999/5/EG zu verstehen sind.

Da der Schutz der Gesundheit des Benutzers und anderer Personen ein ausdrückliches Schutzziel von [39] darstellt, ist formal rechtlich auch die Grundlage für eine Überprüfung solcher Geräte hinsichtlich der Übereinstimmung mit Grenzwerten zum Schutz vor Schadwirkungen der von diesen Geräten ausgehenden elektromagnetischen Felder gegeben. Der Nachweis der Konformität von Geräten unter Richtlinie 1999/5/EG kann auf Basis von Prüfverfahren nach harmonisierten Normen erfolgen. In Zusammenhang mit RFID-Geräten wird EN 50364 [40] von Richtlinie 1999/5/EG als harmonisierte Norm angeführt, in der bezüglich der einzuhaltenden Immissionswerte für die Allgemeinbevölkerung auf die Basiswerte (Basic restrictions) und Referenzwerte (Reference levels) der Ratsempfehlung 1999/519/EG [41] und bezüglich der maximal zulässigen Immissionen an Arbeitsplätzen auf die entsprechenden Limits der ICNIRP-Guidelines 1998 [7] verwiesen wird. Hinsichtlich der zu verwendenden Mess- und Beurteilungsmethoden verweist EN 50364 auf EN 50357 [42], wobei diese letztgenannte Norm in Kürze durch das Dokument EN 62369-1 [43] ersetzt wird. EN 62369 ist angedacht als eine etwas weiter als EN 50357 gefasste Normenreihe für die Ermittlung der Exposition von Personen in den elektromagnetischen Feldern, erzeugt von Geräten unterschiedlicher Kurzstreckenfunktechnologien (Short Range Devices, SRD). Der auch bereits in Form eines DIN-Normenentwurf (mit gleicher Nummernbezeichnung) vorliegende Teil 1 (DIN EN 62369-1) dieser Normenreihe beschreibt Beurteilungsmethoden speziell für Geräte zur elektronischen Artikelsicherung (EAS), RFID-Geräte und Geräte ähnlicher Anwendungen.

Für RFID-Geräte besteht daher jedenfalls eine Rechtsgrundlage hinsichtlich der Einhaltung von Expositionslimits, auch wenn solche Geräte von der 26. Bundesimmissonschutz-verordnung nicht abgedeckt werden, da diese nur auf ortsfeste 16,7 Hz und 50 Hz Anlagen, sowie für Hochfrequenzanlagen im Frequenzbereich 10 MHz – 300 GHz mit einer Sendeleistung von mindestens 10 W (EIRP) anwendbar ist.

Zusätzlich wird mit Umsetzung der Richtlinie 2004/40/EG [44], nach aktuellem Stand bis spätestens Oktober 2013, eine Rechtsgrundlage für die Expositionsbegrenzung für Personen am Arbeitsplatz geschaffen, wobei die in 2004/40/EG angeführten Expositionsgrenzwerte und Auslösewerte den Basiswerten (Basic restrictions) und Referenzwerten (Reference levels) der ICNIRP Guidelines aus 1998 [7] für berufliche Exposition entsprechen.

4.1 Methoden der Expositionsermittlung nach EN 62369-1

Die seit September 2008 als CENELEC Schluss-Entwurf und seit März 2009 als DIN Entwurf vorliegende EN 62369-1 (identisch mit VDE 0848-369-1) beschreibt im Detail Methoden für die Ermittlung der Exposition von Personen gegenüber elektromagnetischen Feldern, die durch EAS- und RFID-Geräten, sowie von Geräten ähnlicher Anwendungen erzeugt werden. Abgesehen von der Tatsache, dass die gegenwärtige deutsche Ausgabe [43], noch zahlreiche sprachliche (Übersetzungs-) Mängel aufweist, stellt diese Norm ein sehr umfassendes Dokument für die strahlenschutztechnische Beurteilung der von RFID- und EAS-Geräten verursachten elektromagnetischen Immissionen dar. In EN 62369-1 werden

keine Expositionslimits definiert, sondern lediglich Anforderungen an die eingesetzten Mess- und Berechnungsmethoden festgelegt. Zusätzlich enthält EN 62369-1 vier informative Anhänge. Diese befassen sich in kurzer Form mit der Funktionsweise und Eigenschaften von EAS- und RFID-Einrichtungen (Anhang A), verfügbaren numerischen Feldberechnungs-methoden (inkl. Körpermodelle und Gewebeeigenschaften, Anhang B), dem praktischen Vorgehen bei der Beurteilung von Expositionen durch mehrere Quellen (Anhang C), sowie der Behandlung der Mess- bzw. Berechnungsunsicherheiten im Hinblick auf die Gesamtbeurteilung einer Expositionssituation (Anhang D).

Die in Anhang C beschriebene Vorgangsweise zur Expositionsbeurteilung im Falle mehrerer einwirkender Feldquellen, legitimiert auch die Überlagerung (Summation) Referenzwert bezogener und Basiswert bezogener Bewertungsgrößen (Verhältnisse von Mess- oder Berechnungsergebnis zu Referenz- oder Basiswert), um ein konservatives Schätzmaß für die Gesamtexposition zu ermitteln.

Für die normkonforme Erfassung und Bewertung der Exposition definiert EN 62369-1 ein mehrstufiges Verfahren, mit zunehmender Komplexität.

4.1.1 Bewertung auf Basis der Referenzwerte

Dieses einfachste Bewertungsverfahren beruht auf Messungen der ungestörten Feldstärken im Umgebungsbereich der zu bewertenden Geräte. Sofern in einem typischen Abstand rund um das Gerät ein Referenzwert überschritten wird, ist eine Messung der räumlichen Feldverteilung erforderlich. Für diese Messungen sind in EN 62369-1, neben grundsätzlichen Anforderungen an die Messgeräte, räumliche Messpunktraster definiert, die es erlauben die räumliche Immissionsverteilung im Bereich von Kopf oder Rumpf zu erfassen. Die Ausrichtung dieser Messpunktraster und deren Abstand relativ zu den Geräten ist, abhängig von der konkreten Geräte-Anwendung, anhand mehrerer praktisch häufig anzutreffender Situationen definiert. Bezüglich dieser Messpunktraster und deren Ausrichtung relativ zu den Geräten, ist anzumerken, dass sie aus praktischer Sicht nur als Beispiele für typische Expositionssituationen im Bereich von EAS-, RFID- und ähnlichen Geräten gesehen werden können. Vor allem die seit langem von EAS-Systemen und Metalldetektoren bekannten Expositionsszenarien spiegeln sich in den in EN 62369-1 definierten Messpunktrastern wider. Für spezielle Szenarien zufolge neuer Technologien bzw. für Situationen mit geringeren Abständen zu den Geräten sind möglicherweise andere Messpunktraster für eine repräsentative und zuverlässige Expositionsbewertung notwendig. Zusätzlich werden auch analytische oder numerische Feldberechnungen als akzeptable Methoden für die Bewertung auf Basis der Referenzwerte definiert, sofern die konkret eingesetzten Methoden validiert werden, deren Unsicherheiten dokumentiert sind und innerhalb brauchbarer Grenzen liegt (je nach Frequenzbereich besser als ± 40-50% erweiterte Gesamtunsicherheit bei CI=95%).

4.1.2 Bewertung auf Basis von SAR-Messungen

Lässt sich auf Basis der in Kapitel 4.1.1 erwähnten Methoden die Konformität mit den Referenzwerten nicht zeigen, so kann dies, wenn technisch möglich und sinnvoll auf Basis von SAR-Messungen erfolgen. EN 62369-1 umreißt dazu kurz den Stand der Technik bezüglich SAR-Messtechnik.

4.1.3 Numerische Modellierung und Bewertung anhand der Basiswerte

Als Alternative zur SAR-Messung bzw. bei Frequenzen, bei denen die Basiswerte nicht mehr durch die SAR festgelegt sind, werden in EN 62369-1 numerische Berechnungsverfahren unterschiedlichster Komplexitätsgrade zur Expositionsbewertung angeführt. Sowohl einfache Berechnungsmethoden mit geometrisch einfachen und homogenen Körpermodellen (Kreisscheiben, Würfel, Spheroide, etc.), als selbstverständlich auch aufwändige Feldlöser mit heterogenen anatomischen Körpermodellen sind für die Bewertung zulässig, sofern die konkret eingesetzte Methode validiert wird, deren Unsicherheit dokumentiert ist und

innerhalb brauchbarer Grenzen liegt (je nach Frequenzbereich besser als ± 40-50% erweiterte Gesamtunsicherheit bei CI=95%). Neben geometrischen Details unterschiedlicher einfacher homogener Körpermodelle, enthält EN 62369-1 auch eine Zusammenstellung der dielektrischen Gewebeparameter der wichtigsten Körpergewebe.

4.1.4 Unsicherheiten

Neben den in den voranstehenden Abschnitten 4.1.1 bis 4.1.3 beschriebenen Bewertungsmethoden enthält EN 62369-1 auch ein kurz gefasstes Kapitel bezüglich Unsicherheiten, wobei für Details der Unsicherheitsbestimmung auf die einschlägige Literatur verwiesen wird. Als akzeptable Werte der erweiterten Gesamtunsicherheit (CI=95%) werden die in Tabelle 4.1 angeführten Grenzen angegeben.

Frequenzbereich	Messung	Numerische Modellierung
< 10 kHz	+ 58%, -37% (± 4 dB)	± 50%
10 kHz – 1 MHz	+ 41%, -30% (± 3 dB)	± 50%
1 MHz – 30 MHz	+ 41%, -30% (± 3 dB)	± 40%
30 MHz – 1 GHz	+ 100%, -50% (± 6 dB)	± 40%
1 GHz bis 30 GHz	+ 100%, -50% (± 6 dB)	± 50%

Tabelle 4.1: Akzeptable Gesamtunsicherheitswerte gemäß EN 62369-1

Schließlich enthält EN 62369-1 eine Aufstellung von Mindestanforderungen (bezüglich abzudeckender Inhalte) an den Prüf- bzw. Untersuchungsbericht.

4.2 Beurteilung aktiver Transponder nach EN 50371 bzw. EN 62479

Die Frage der Übereinstimmung der von Geräten verursachten Exposition mit den Basiswerten nach [41] kann für Geräte sehr kleiner Leistung auf Basis von EN 50371 [45] bzw. EN 62479 [46] auf vereinfachte Weise beantwortet werden. Demnach kann von Geräten mit einer mittleren Sendeleistung ≤ 20 mW im Frequenzbereich 10 MHz – 300 GHz ohne weitere Überprüfung angenommen werden, dass sie die Basiswerte nach [41] nicht überschreiten.[5] Dies kann auf Basis trivialer Überlegungen nachvollzogen werden: Selbst unter der (unrealistischen) konservativen Annahme, dass die gesamte Sendeleistung des Gerätes konzentriert innerhalb der nach [41] vorgeschriebenen Gewebe-Mittelungsmasse (10g) für die lokale Spezifische Absorptionsrate (SAR) absorbiert wird, kann im Fall von 20 mW Sendeleistung der Basiswert von 2 W/kg nicht überschritten werden. In gleicher Schlussweise kann der Basiswert von 0,08 W/kg für die über den gesamten Körper gemittelte SAR von einem Gerät mit maximaler mittlerer Sendeleistung von 20 mW für realistische Werte der Gesamtkörpermasse nicht überschritten werden.

Aufgrund der angestrebten langen Batterielebensdauern typischer Weise im Bereich von mehreren Jahren, liegt die maximale (Burst-) Sendeleistung von aktiven RFID-Transpondern üblicherweise deutlich unterhalb von 100 mW, so dass sich mit den üblichen geringen Duty Cycles zumeist mittlere Sendeleistungen unterhalb von 1 mW ergeben. Demnach ist zu

[5] Da die zeitgemittelte SAR bei kurzen energiereichen Impulsen, mit relativ großen Impulswiederholzeiten, nur ein adäquates Maß für die Gewebeerwärmung darstellt, aber keine Aussage hinsichtlich thermoelastischer Expansionseffekte im Gewebe erlaubt, schreibt EN 50371 zusätzlich auch Limits für die spezifische Absorption SA pro Impuls vor. Für gepulste Felder mit Impulsdauer weniger als 30 μs und Impulswiederholraten von weniger als 100 Hz gilt gemäß EN 50371 für die maximale mittlere Sendeleistung Pmax= 20 x fImp [mW], unterhalb der implizit die Konformität mit den Basisgrenzwerten angenommen werden kann (fImp … Impulswiederholfrequenz in Hertz).

erwarten, dass für marktübliche aktive RFID-Transponder die Übereinstimmung mit den Basiswerten vorausgesetzt werden kann.

4.3 Schutz von Personen mit aktiven Körperhilfsmitteln

Alle bisher in Kapitel 4 erwähnten Normungsdokumente enthalten keine Verfahren zur Beurteilung des Gefahrenpotenzials für Personen mit aktiven Körperhilfsmitteln, wie z.B. Herzschrittmacher. Der Normentwurf DIN VDE 0848 Teil 3-1 [47] stellt derzeit eines der umfangreichsten und fundamentiertesten Dokumente für diese Fragestellung dar. Da RFID-Geräte aufgrund ihrer Funktionsweise potenziell Amplituden- bzw. Puls-modulierte elektromagnetische Felder mit niederfrequenten Spektralanteilen in der Signaleinhüllenden emittieren, sind sie grundsätzlich als potenzielle Störer von Herzschrittmachern anzusehen. Eine Beurteilung der zu erhebenden Immissionen von RFID-Geräten nach [47] ist daher sinnvoll (siehe Kapitel 11).

Der Normentwurf DIN VDE 0848 Teil 3-1 unterscheidet zunächst drei Kategorien von Herzschrittmachern, nämlich *angemessen störfeste* (Kategorie 0), *eingeschränkt störfeste* (Kategorie 1) und *störempfindliche* (Kategorie 2) Herzschrittmacher. Als *angemessen störfeste* Herzschrittmacher werden solche Implantate eingestuft, bei denen es auch bei Expositionen mit den in der EU-Ratsempfehlung EG/519/1999 [41] angeführten Referenzwerten und Spitzenfeldstärken zu keiner Störbeeinflussung kommen kann, wenn gleichzeitig auch einige weitere Bedingungen hinsichtlich der Spitzenwerte der elektrischen und magnetischen Feldstärke erfüllt sind (Details dazu siehe [47]). Als *eingeschränkt störfeste* Herzschrittmacher werden jene Implantate bezeichnet, bei denen es bei Einhaltung der in [47] im Detail angeführten Bedingungen (Störspannungsschwellwerte bzw. maximal zulässige Spitzenwerte der äußeren elektrischen und magnetischen Feldstärke) zu keiner Störbeeinflussung kommt. Unter *störempfindlichen* Herzschrittmachern werden schließlich alle Herzschrittmacher verstanden, die weder der Kategorie 0 noch der Kategorie 1 zugeordnet werden können und für die eine Bewertung des elektromagnetischen Störungsrisikos daher nur auf Basis einer Einzelfallanalyse durchführbar ist. Gemäß [48] fielen nur ca. 5% der zwischen 1995 und 1999 implantierten Geräte in diese letztgenannte Kategorie der störempfindlichen Herzschrittmacher. Unterstellt man dem Technologiefortschritt bei Herzschrittmachern auch einen Fortschritt bei der Störunempfindlichkeit der Implantate, so ist dieser Prozentsatz gegenwärtig wahrscheinlich noch geringer.

Für Herzschrittmacher der Kategorie 1 stellt [47] einerseits von der Signalform und der Frequenz abhängige Spitze-Spitze Werte $U_{ss,schwell}$ der maximal zulässigen Störspannung am Herzschrittmachereingang und andererseits frequenzabhängige Umrechnungsverfahren der äußeren elektrischen und magnetischen Feldstärken auf die maximal am Schrittmachereingang induzierte Spitze-Spitze Spannung $U_{ss,ind,max}$ bereit. Sinngemäß besteht keine Gefährdung für Herzschrittmacherpatienten mit Geräten der Kategorie 1, solange $U_{ss,ind,max} \leq U_{ss,schwell}$ gilt.

Für die Beurteilung von Expositionssituationen bei Überlagerung von Feldern mit unterschiedlicher Frequenz sind für jede Einzelfrequenz zunächst die Verhältniszahlen $V_{ss}(f)$ gemäß

$$V_{ss}(f) = \frac{U_{ss,ind,\max}(f)}{U_{ss,schwell}(f)} \tag{4.1}$$

zu bilden und anschließend zu summieren, wobei in [47] unterschiedliche Summierungsvorschriften für den Fall *„identischer Modulation“* (Gleichung 4.2) und *„nicht identischer Modulation“* (Gleichung 4.3) definiert sind.

$$S_{ID} = \sqrt{\sum_{f} V_{ss}^2(f)} \tag{4.2}$$

$$S_{NID} = V_{ss}(f_0) + \sqrt{\sum_{f \neq f_0} V_{eff}^2(f)} \tag{4.3}$$

In der Summiervorschrift für nicht identische Modulation bedeuten $V_{ss}(f_0)$ die größte aller sich gemäß Gleichung (4.1) ergebenden Verhältniszahlen und $V_{eff}(f)$ die aus den Effektivwerten der induzierten Störspannungen und den Spitze-Spitze Werten der Störschwellenspannung gewonnenen Verhältniszahlen gemäß (Gleichung 4.4).

$$V_{eff}(f) = \frac{U_{eff}(f)}{U_{ss,schwell}(f)} \tag{4.4}$$

Sinngemäß kann eine Gefährdung ausgeschlossen werden, wenn die Summen S_{ID} bzw. S_{NID} kleiner oder gleich eins bleiben.

Im Kontext der Problematik möglicher Störbeeinflussungen von Herzschrittmachern durch externe elektromagnetische Felder ist insbesondere auch die Norm DIN EN 45502-2-1:2003 erwähnenswert. Diese unter der EU Richtlinie 90/385/EG über aktive implantierbare medizinische Geräte harmonisierte europäische Norm definiert, unter anderem, auch Anforderungen an die Störfestigkeit von Herzschrittmachern gegenüber am Eingang des Schrittmachers aufgeprägten elektrischen Störsignalen. In EN 45502-2-1 werden frequenzabhängig Störspannungsschwellwerte definiert, die Herzschrittmachern, die den Anforderungen der Norm entsprechen, beaufschlagt werden dürfen, ohne dass Fehlfunktionen auftreten.

Weiters definieren DIN EN 50527-1 [50] allgemein und DIN EN 50527-2-1 [51] speziell für Herzschrittmacher Verfahren unterschiedlicher Komplexität für die Beurteilung der Exposition von Arbeitnehmern mit medizinischen Implantaten gegenüber elektromagnetischen Feldern.

5 MESS-, BERECHNUNGS- UND BEURTEILUNGS-METHODEN

Aufgrund der unterschiedlichen Technologien der betrachteten RFID-Lesegeräte waren jeweils unterschiedliche Mess- bzw. Berechnungsverfahren für die Ermittlung der Exposition notwendig. Diese werden im Folgenden beschrieben.

5.1 E- und H-Feldmessungen zum Vergleich mit Referenzwerten

5.1.1 Definition von Messpositionen nach EN 62369-1

Die in EN 62369-1 [12] definierten Messpositionen zur Beurteilung der Exposition von Personen durch RFID- und ähnliche Geräte werden gegenwärtig von den Herstellern von RFID-Systemen zur Überprüfung der Konformität der Geräte im Hinblick auf die Einhaltung von Schutzzielen einzelner einzuhaltender Richtlinien (z.B. 1999/5/EG) herangezogen. Es werden dabei grundsätzlich ein Messpunktgitter für den Rumpf mit Schrittweite 15 cm und ein Messpunktgitter für den Kopf mit Schrittweite 10 cm definiert (Abbildung 5.1)

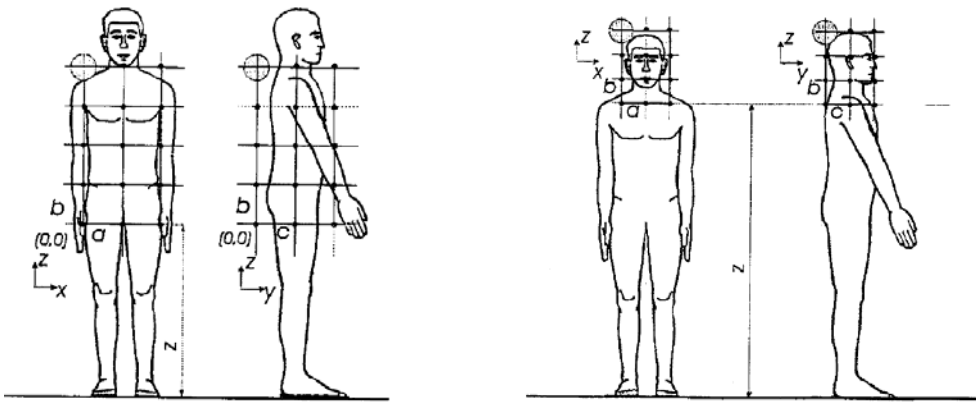
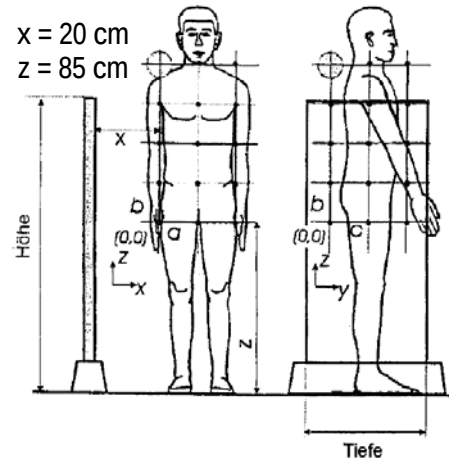


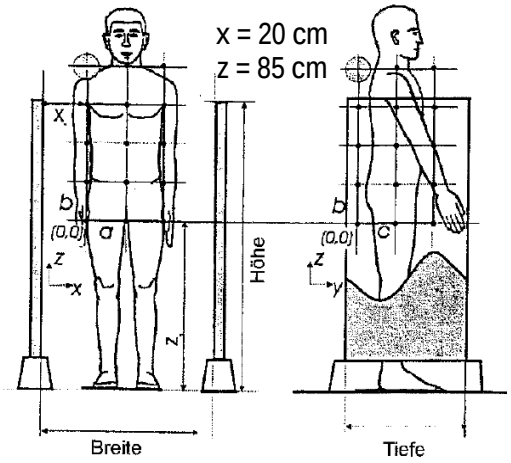
Abbildung 5.1: Definition von Messpunktgittern für den Rumpf (links) und den Kopf (rechts) nach EN 62369-1

Die Relativposition dieser Messpunktgitter zum zu untersuchenden RFID-Gerät wird in EN 62369-1, je nach Art des betrachteten RFID-Gerätes, unterschiedlich festgelegt. Die folgende Abbildung zeigt diese Festlegungen für jene Gerätetypen, die im Rahmen dieses Vorhabens untersucht wurden. Es sind dies Geräte mit einer oder zwei am Boden montierten Antennen (Abbildung 5.2 a, b), Tischgeräte bzw. Geräte mit Antennen die am Tisch montiert oder im Tisch integriert sind (Abbildung 5.2 c), Geräte mit an der Wand montierter Antenne (Abbildung 5.2 d), und in der Hand gehaltene Geräte bzw. Antennen (Abbildung 5.2 e).
Eine normgemäße Beurteilung der Exposition geht von einer räumlichen Mittelung der Immissionswerte über die definierten Messpunktgitter aus. Der festgelegte Abstand x zwischen Messpunktgitter und fest montierten Antennen beträgt gemäß dieser Definition mindestens 20 cm, was für die meisten Geräte bzw. Anlagen durchaus als konservative Annahme für den typischen Betrieb bzw. das typische Expositionsszenario gesehen werden kann. Für einige Gerätetypen sind jedoch in der Praxis durchaus Szenarien vorstellbar, bei denen eine Annäherung an die Antennen von unter 20 cm möglich ist. Aus diesem Grund erscheint eine Analyse der Expositionsverhältnisse auch in Situationen mit Abständen von weniger als 20 cm für ausgewählte Geräte bzw. Systeme auf Basis numerischer Berechnungen und unter Verwendung anatomischer Körpermodelle angezeigt.

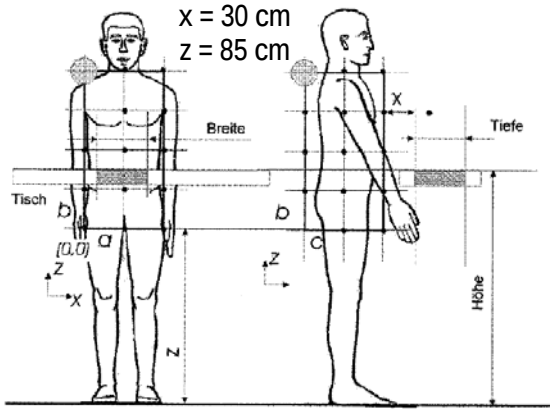
a) einzelne am Boden montierte Antenne



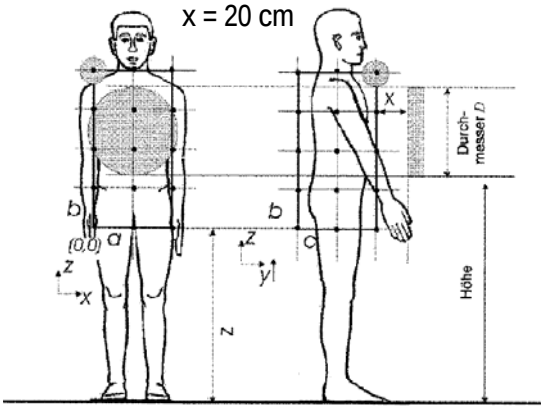
b) zwei am Boden montierte Antennen



c) Antenne am oder im Tisch montiert



d) an der Wand montierte Antenne



e) handgehaltene(s) Gerät (Antenne)

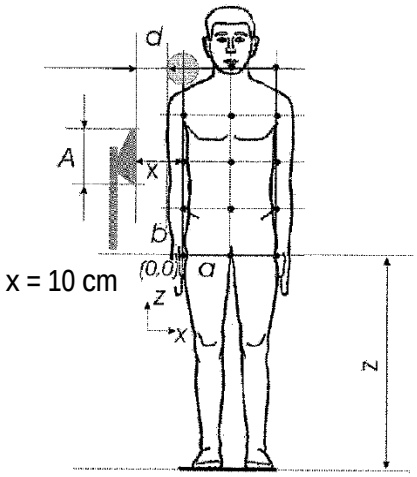


Abbildung 5.2: Definition der Lage des Messpunktgitters für den Rumpf relativ zu den Geräten gemäß EN 62369-1

Um einerseits eine numerische Modellbildung der Quelle zu ermöglichen bzw. die numerischen Quellenmodelle zu validieren, und andererseits die strahlenschutztechnische Beurteilung auf Basis der Ergebnisse aus numerischen Berechnungen mit einer Beurteilung nach EN 62369-1 vergleichen zu können, wurden im Rahmen dieses Vorhabens für die durchgeführten Immissionsmessungen detaillierte Messpunktgitter herangezogen, welche die in EN 62369-1 definierten Messpunktgitter als Untermenge enthalten (siehe Abschnitt 5.1.2).

5.1.2 Betrachtete Messpositionen

Messungen der elektrischen und magnetischen Feldstärke[6] in der unmittelbaren Geräteumgebung fanden für alle untersuchten Geräte statt, wobei, je nach untersuchtem Gerät und Entfernung zum Gerät, Messpunktgitter mit einer Rasterschrittweite im Bereich von 10 - 20 cm verwendet wurden. Die Messpunktgitter wurden so gewählt, dass einerseits die räumliche Feldverteilung ausreichend genau erfasst wurde, um ein später eventuell benötigtes numerisches Quellenmodell erstellen bzw. validieren zu können, und andererseits eine Beurteilung der Exposition gemäß EN 62369-1 möglich war. Abbildung 5.3 bis Abbildung 5.5 zeigen Beispiele für solche Messpunktgitter.

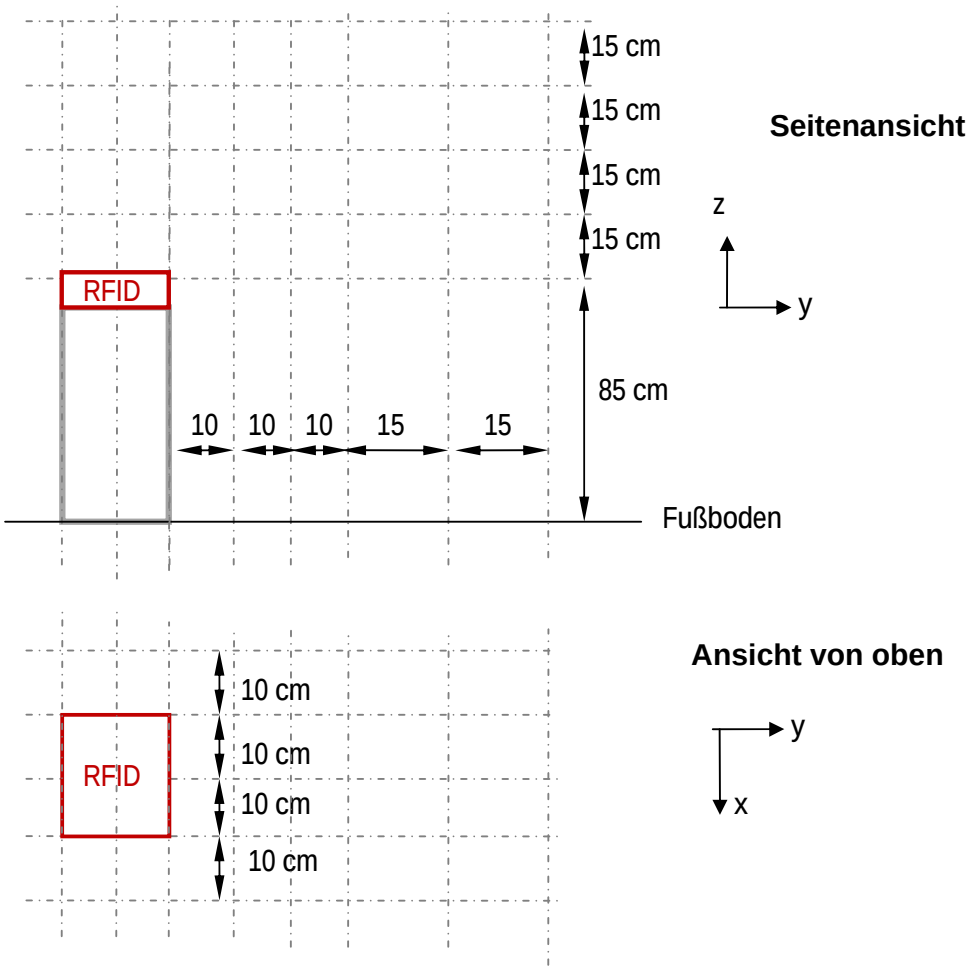


Abbildung 5.3: Beispiel für ein verwendetes Messpunktgitter für auf Tischen betriebene, bzw. in Tische integrierte Geräte bzw. Antennen. Messungen erfolgten in allen dargestellten Achsenschnittpunkten.

[6] Im Frequenzbereich 2,45 GHz wurden nur Messungen der elektrischen Feldstärke durchgeführt, da für diesen Frequenzbereich keine Magnetfeldsonden verfügbar sind.

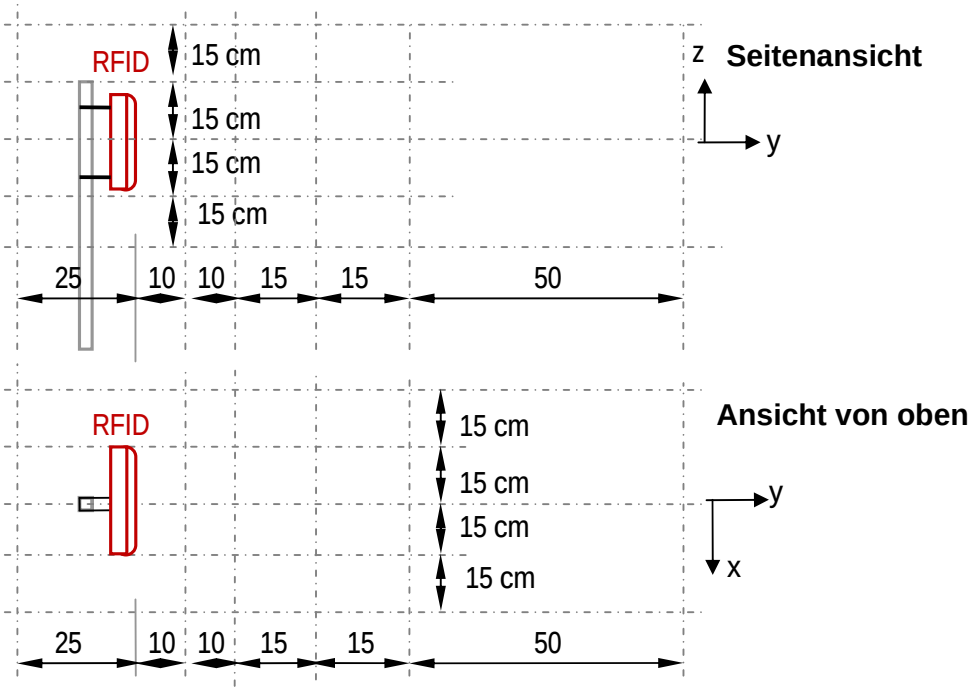


Abbildung 5.4: Beispiel für ein verwendetes Messpunktgitter für kleine, bestimmungsgemäß an der Wand montierte bzw. für handgehaltene Geräte bzw. Antennen. Messungen erfolgten in allen dargestellten Achsenschnittpunkten.

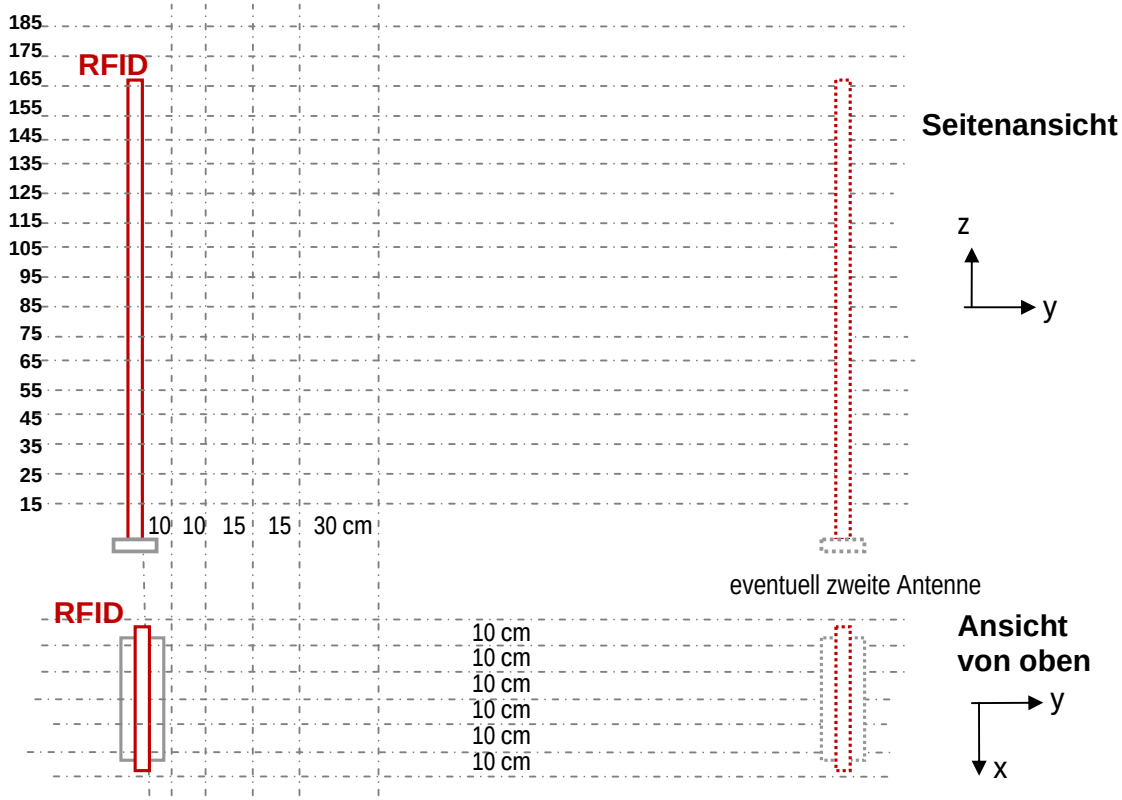


Abbildung 5.5: Beispiel für ein verwendetes Messpunktgitter für große, am Boden stehende Lesegeräte-Antennen

5.1.3 Verwendete Messgeräte und Messunsicherheit

Die folgenden Messgeräte kamen im Rahmen der durchgeführten Messungen zum Einsatz:

Messgerät/-system	Hersteller	Sondentyp (Feldgröße) / Frequenzbereich	Kalibrierunsicherheit (k=2)
ELT400	Narda	H-Feld (5 Hz -400 kHz)	±15%
EMR300 mit Sonde Typ 12	Narda	H-Feld (300 kHz – 30 MHz)	±15%
EMR300 mit Sonde Typ 10	Narda	H-Feld (27 MHz – 1 GHz)	± 20%
NIFSPEC mit ELT400	Seibersdorf Lab.	H-Feld (5 Hz – 400 kHz)	±15%
EMR300 mit Sonde Typ 18	Narda	E-Feld (100 kHz – 3 GHz)	±20%
ESM-100	Maschek	E-Feld (5 Hz – 400 kHz)	±15%
SRM3000	Narda	H-Feld (100 kHz – 250 MHz)	±15%

Tabelle 5.1: Verwendete Messgeräte für die großräumigen Messungen zum Vergleich mit den Referenzwerten

Die für Magnetfeldmessungen im Frequenzbereich bis 30 MHz eingesetzten Messaufnehmer besitzen alle den Standard-Messaufnehmerquerschnitt von 100 cm^2. Die angegebene Kalibrierunsicherheit bezieht sich auf ein Vertrauensintervall von 95% (k=2).

Bei dem in Tabelle 5.1 angeführten System NIFSPEC handelt es sich um ein Multikanal-Signalverarbeitungssystem für beliebige analoge Messsignale. Die an den Signaleingängen anliegenden Messsignale werden mittels kommerziell erhältlicher professioneller Datenerfassungsmodule (PXI-Produktfamilie, National Instruments Corporation) digitalisiert und mittels einer entsprechenden Messsoftware, entwickelt unter LabView (National Instruments Corporation), weiterverarbeitet (Abbildung 5.6). Die Datenerfassungsmodule sind hinsichtlich verschiedenster Parameter (Eingangspannungsbereich, Abtastrate, Länge der einzulesenden Messsignalintervalle) über die inhouse entwickelte Messsoftware flexibel in weiten Grenzen konfigurierbar. In der gegenwärtigen Ausführung ist das System optimiert für frequenzselektive Magnetfeldmessungen im Frequenzbereich 0 Hz – 400 kHz. Validiert und erfolgreich eingesetzt wurde dieses System bereits in früheren Projekten zum Thema der Magnetfeldexposition in Kraftfahrzeugen mit alternativen Antriebskonzepten [52] und Exposition von Elektroschweißern [53].

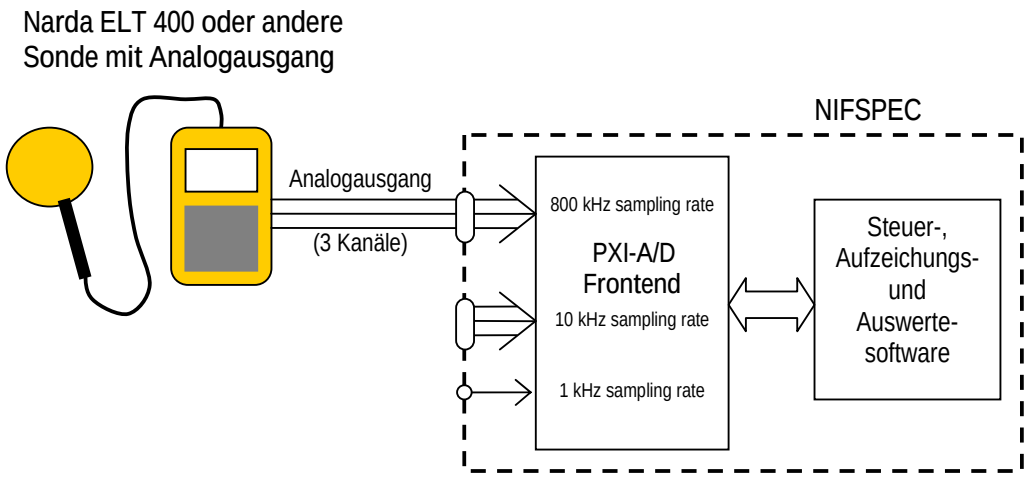


Abbildung 5.6: System NIFSPEC zur frequenzselektiven Messungen niederfrequenter Magnetfelder bis 400 kHz

Die Messsoftware zur Datenerfassung (über eine schnelle digitale Schnittstelle mit dem Datenerfassungsmodulen verbunden) und Datenauswertung des NIFSPEC läuft vollständig auf einem leistungsfähigen Computer mit entsprechend großen Speicherressourcen und entsprechender Geschwindigkeit, sodass die Aufzeichnung und Speicherung einer Messsequenz von einer Sekunde Länge über den Frequenzbereich von 5 Hz- 400 kHz innerhalb von ca. 2-3 Sekunden erfolgen kann. Frequenzabhängige Kalibrierfaktoren werden bei der Messung automatisch berücksichtigt. Zusätzlich können externe Triggerquellen und Anti-Aliasing Filter definiert und bei der Messung verwendet werden.

Die für die (händisch durchgeführten) Messungen der großräumigen Feldverteilung anzusetzende Gesamtmessunsicherheit hängt neben der Kalibrierunsicherheit der Messgeräte vor allem von der Positionierunsicherheit der Messsensoren (Feldsonden) währen der Messungen ab. Vor allem nahe zu den Antennen, herrschen große Feldgradienten vor, die zu relativ großen Unsicherheitsbeiträgen bei nur geringer Positionierunsicherheit führen können. Durch spezielle Maßnahmen (Styroporschablonen) konnte die Positionierunsicherheit der Feldsonden auf ± 1 cm eingeschränkt werden. Quantitative Angaben zur Gesamtmessunsicherheit werden in den jeweiligen Kapiteln mit den Messergebnissen gemacht.

5.2 Fernfeld-Messungen zur Quellenvalidierung

Für RFID-Geräte im UHF und Mikrowellenbereich die auf Basis numerischer Berechnungen untersucht wurden, sind auch die Fernfeldcharakteristika der Quellenmodelle von Bedeutung. In diesen Fällen erfolgte die Validierung der numerischen Quellenmodelle daher auf Basis von Messungen der Abstrahlcharakteristik in 3 m Entfernung in der Absorberhalle. Der Prüfling wurde dazu auf einem Drehtisch positioniert und die Abstrahlcharakteristik (360°, in 15° Schritten, jeweils horizontale und vertikale Polarisierung der Messantenne) gemessen. Die erweiterte Messunsicherheit dieser Messungen (k=2) liegt bei weniger als ± 3 dB.

5.3 Lokale H-Feldmessungen zur Quellenvalidierung

Neben den Messungen der großräumigen Feldverteilung waren insbesondere bei RFID-Geräten mit kleinen Antennen zusätzlich lokale Messungen der magnetischen Feldverteilung notwendig, um eine detaillierte Quellenvalidierung für die durchzuführenden numerischen Untersuchungen zu ermöglichen. Für Messungen im Frequenzbereich bis 125 kHz wurde zu diesem Zweck eine speziell angefertigte und kalibrierte isotrope Miniaturmagnetfeldsonde (Kalibrierunsicherheit ± 20%) mit einem Aufnehmerquerschnitt von 1 cm^2 verwendet (Abbildung 5.7) die, fixiert an einem automatischen 3-Achsen-Sondenpositioniersystem und verbunden mit dem in Abschnitt erwähnten System NIFSPEC, Magnetfeldmessungen in einem hoch aufgelösten Messpunktgitter in unmittelbarer Nähe der Antennen erlaubte.

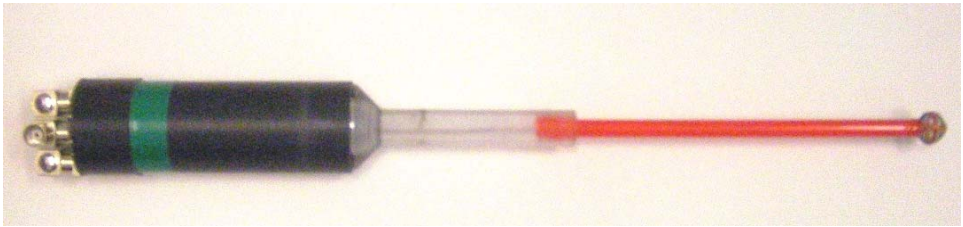


Abbildung 5.7: Isotrope Miniaturmagnetfeldsonde mit 1 cm^2 Aufnehmerquerschnitt für lokale, hoch aufgelöste Magnetfeldmessungen im Frequenzbereich bis 125 kHz

Bei kleinen Geräten mit Arbeitsfrequenz 13,56 MHz wurden für lokale Feldmessungen die kommerziellen Miniaturfeldsonden H3DV8 (Magnetfeldsonde) und ET3DV5R (E-Feldsonde) verwendet. Diese Sonden sind kompatibel zum System EASY 4 (alle genannten Komponenten von SPEAG, Zürich, Schweiz), das auch für die durchgeführten SAR-Messungen eingesetzt wurde. Die erweiterte (k=2) Kalibrierunsicherheit dieser Sonden liegt bei ± 10%.

5.4 SAR-Messungen zur Quellenvalidierung

Für RFID-Geräte im UHF- und Mikrowellenbereich, die für numerische Berechnungen lokaler Expositionsszenarien betrachtet wurden, erfolgte die Validierung der numerischen Quellenmodelle auf Basis von SAR-Messungen im ovalen Flachphantom ELI 4. Als Messsystem kam das System EASY 4 mit Miniaturfeldsonde ET3DX4 zum Einsatz (alle genannten Komponenten von Fa. SPEAG, Zürich, Schweiz). Die dielektrischen Parameter der verwendeten Gewebe simulierende Flüssigkeiten entsprachen den in IEC 62209-2 [54] angegebenen Zielwerten innerhalb eine Toleranzbreite von ± 5%. Die erweiterte Messunsicherheit der SAR Messungen ist abhängig vom jeweiligen Prüfling und wird im Detail zusammen mit den jeweiligen Messergebnissen angegeben.

5.5 FDTD-Berechnungen im Frequenzbereich 8,2 MHz – 2.450 MHz

Alle numerischen Berechnungen wurden mittels der FDTD-basierten Simulationsplattform SEMCAD X (Version 14.2) durchgeführt. Neben der Verfügbarkeit neuester anatomischer Körpermodelle Erwachsener und Kinder unterschiedlichen Alters steht für diese Plattform Hardwarebeschleunigung zur Verfügung, die sehr große Probleme (mehrere hundert Millionen FDTD-Zellen) auch bei relativ niedrigen Frequenzen (bis in den einstelligen MHz-Bereich) noch mit vertretbarem Rechenzeitaufwand lösbar macht.

5.6 Frequenzskalierungsmethode im Frequenzbereich 58-125 kHz

Für numerische Berechnungen im Frequenzbereich unterhalb von 1 MHz wurde auf die in [55] beschriebene Methode der Frequenzskalierung zurückgegriffen. Es bleiben dabei alle Vorteile der oben beschriebenen FDTD Methode (z.B. Verfügbarkeit detailgetreuer anatomischer Körpermodelle) aufrecht. Die Methode der Frequenzskalierung besteht darin, dass die eigentliche FDTD- Berechnung bei einer deutlich höheren Anregungsfrequenz f_B durchgeführt wird, als die tatsächlich interessierende Frequenz f_0, und dass die bei Frequenz f_B erhaltenen Ergebnisse (z.B. in Form der elektrischen Feldstärke im Gewebe E) auf die interessierende Frequenz f_0 „rückskaliert“ werden können (Gleichung (5.1)), solange Verschiebungsströme gegenüber ohmschen Strömen vernachlässigt werden können.

$$E(f_0) = \frac{\omega_0(\sigma_B + j\omega\varepsilon_B)}{\omega_B(\sigma_0 + j\omega\varepsilon_0)} E(f_B) \cong \frac{f_0\sigma_B}{f_B\sigma_0} E(f_B) \tag{5.1}$$

Die letztgenannte Bedingung ist für Körpergewebe bis in den Frequenzbereich um etwa 1 – 3 MHz in guter Näherung gültig. Konkret wurde im Rahmen dieses Projekts entweder 1 MHz, 2 MHz oder 3 MHz als Berechnungsfrequenz f_B verwendet. Zusätzlich zu den bereits genannten Bedingungen muss bei Verwendung der Frequenzskalierungsmethode natürlich auch darauf geachtet werden, dass die Modellabmessungen wesentlich kleiner als die Wellenlänge der Berechnungsfrequenz f_B sind, so dass noch von homogenen Stromverteilungen entlang von Leitern ausgegangen werden kann.

5.7 Verwendete Körpermodelle

Für die numerischen Berechnungen kamen bei der Betrachtung realer Expositionssituationen moderne hochaufgelöste anatomische Körpermodelle zum Einsatz. Die folgenden Körpermodelle aus der Virtual Family [56] bzw. der Virtual Population [57] wurden verwendet.

Modell	Geschlecht	Alter [Jahre]	Größe [cm]	Masse [kg]	BMI [kg/m^2]
Duke	männlich	34	174	70	23,1
Ella	weiblich	26	160	58	22,7
Luis	männlich	14	169	69,9	18,2
Roberta	weiblich	5	108	17,6	15,1

Tabelle 5.2: Verwendete anatomische Körpermodelle für die numerischen Berechnungen

Die Zuordnung der dielektrischen Gewebeparameter erfolgte gemäß [58].

5.8 Beurteilung der Ergebnisse nach ICNIRP 1998

5.8.1 Hinweis auf möglicherweise abweichende Beurteilungsergebnisse (bis 10 MHz) bei Anwendung von ICNIRP 2010

Alle in diesem Bericht dargestellten Mess- und Berechnungergebnisse wurden im Hinblick auf die Referenz und Basiswerte der ICNIRP Guidelines 1998 [7] bzw. der EU-Ratsempfehlung 1999/519/EG (basiert auf den in [7] angegebenen Referenz- und Basiswerten für die Allgemeinbevölkerung) bewertet. Es wird an dieser Stelle explizit darauf hingewiesen, dass eine Beurteilung der Mess- und Berechnungsergebnisse nach den neuen ICNIRP-Guidelines für den Niederfrequenzbereich [59] („ICNIRP 2010“) zu unterschiedlichen Beurteilungsergebnissen führen kann. Eine explizite und detaillierte Beurteilung der Mess- und Berechnungsergebnisse nach ICNIRP 2010 war im Projektumfang nicht vorgesehen und aus zeitlichen Gründen nicht möglich. An Stellen bzw. bei Berechnungsergebnissen im Frequenzbereich bis 10 MHz, wo nach Einschätzung der Autoren dieses Berichts potenziell die Möglichkeit besteht, dass die Basiswerte nach ICNIRP 1998 eingehalten werden, nicht jedoch jene der ICNIRP 2010, wird im Berichtstext explizit nochmals darauf hingewiesen.

5.8.2 Beurteilung im Frequenzbereich 100 kHz bis 10 MHz

Im Frequenzbereich zwischen 100 kHz und 10 MHz wurde im Hinblick auf die Beurteilung der Immissionen bzw. der Exposition eine im Vergleich zu ICNIRP 1998 [7] formal leicht modifizierte Bewertung vorgenommen.

Im Frequenzbereich zwischen 100 kHz und 10 MHz legt ICNIRP 1998 für die Referenzwerte das Verhältnis von Spitzenwerten zu Effektivwerten der Immissionen (Feldstärken) nach einer Formel fest, mit der der Übergang vom Faktor $\sqrt{2}$ (gültig für Reizwirkungen im Bereich < 100 kHz) zum Faktor 32 (gültig im Bereich > 10 MHz) bewerkstelligt wird. Für diese Vorgangsweise besteht offenbar keine biophysikalische Begründung, sondern sie dürfte vielmehr, wie generell der Verlauf der Referenzwerte in diesem Frequenzbereich, von der Intention getragen sein, im Frequenzbereich stetig verlaufende Referenzwerte für die Effektivwerte und die Spitzenwerte zu definieren, anstatt separate Referenzwerte für Reizwirkungen und thermische Wirkungen. Zudem erscheint, wie von ICNIRP selbst in [7] angemerkt, der Faktor 32 auf nur relativ schwacher wissenschaftlicher Grundlage zu stehen. Für den Basiswert in Form der im Gewebe induzierten Stromdichte, sind im Frequenzbereich > 100 kHz in ICNIRP 1998 hingegen nur mehr Limits für die Effektivwerte, jedoch keine

Limits für die Spitzenwerte der induzierten Stromdichte mehr festgelegt, wofür aus (bio)physikalischer Sicht ebenfalls kein Grund erkennbar ist. Zum Schutz vor Reizwirkung ist es, den grundlegenden Prinzipien von ICNIRP folgend, durchaus als sinnvoll anzusehen, auch im Frequenzbereich zwischen 100 kHz und 10 MHz die Umrechnung von Basis-Effektivwert auf Basis-Spitzenwert durch Multiplikation mit 1,414 durchzuführen, was im Rahmen dieses Projekts auch gemacht wurde. In der Ergebnisdarstellung wurde dies, bei Angabe des Spitzen-Basiswertes durch den Zusatz „Reizwirkung“ gekennzeichnet.

Den obigen Überlegungen folgend wurde auch bei der Beurteilung nach den Referenzwerten mit separaten Referenzwerten für Reizwirkung und thermische Wirkung (Wärmewirkungen) beurteilt. Die Effektiv-Referenzwerte im Hinblick auf thermische Wirkungen ($H_{RMS,Ref,therm}$, $E_{RMS,Ref,therm}$) werden dabei entsprechend den in [7] im Frequenzbereich 100 kHz bis 10 MHz angeführten Referenzwerten angenommen.

Im Hinblick auf die Effektiv-Referenzwerte für Reizwirkung wurde folgende Überlegung angestellt (erklärt am Beispiel der Basiswerte und Referenzwerte für die Allgemeinbevölkerung nach ICNIRP 1998 [7]): Der Basiswert für die induzierte elektrische Stromdichte steigt im Frequenzbereich zwischen 1 kHz und 10 MHz linear mit der Frequenz, was die mit der Frequenz abnehmende Sensitivität der Nervenzellen im Hinblick auf das Auslösen von Aktionspotenzialen widerspiegelt. Da die Induktionswirkung (Übertragungs-mechanismus von externen Feldern auf intrakorporale dosimetrische Größen) ebenfalls linear mit der Frequenz zunimmt ergeben sich im Hinblick auf die Reizwirkung frequenzunabhängige Referenzwerte für die äußeren Feldgrößen, was sich in den in [7] angeführten Referenzwerten zumindest bis 150 kHz (für die magnetische Feldstärke) bzw. bis 1 MHz (für die elektrische Feldstärke) abbildet. Die Tatsache, dass in [7] ab 150 kHz (für die magnetische Feldstärke) bzw. ab 1 MHz (für die elektrische Feldstärke) mit der Frequenz fallende Referenzwerte angegeben sind, ist eine Folge des aus formalen Gründen eingeführten stetigen Übergangs zwischen Reizwirkungs-relevanten Referenzwerten und Wärmewirkungs-relevanten Referenzwerten. Letztere sind ab 10 MHz aufgrund von Ganzkörperresonanzeffekten bei Fernfeldbedingungen wesentlich geringer als die Reizwirkungs-relevanten Referenzwerte bei 10 MHz (Abbildung 5.8).

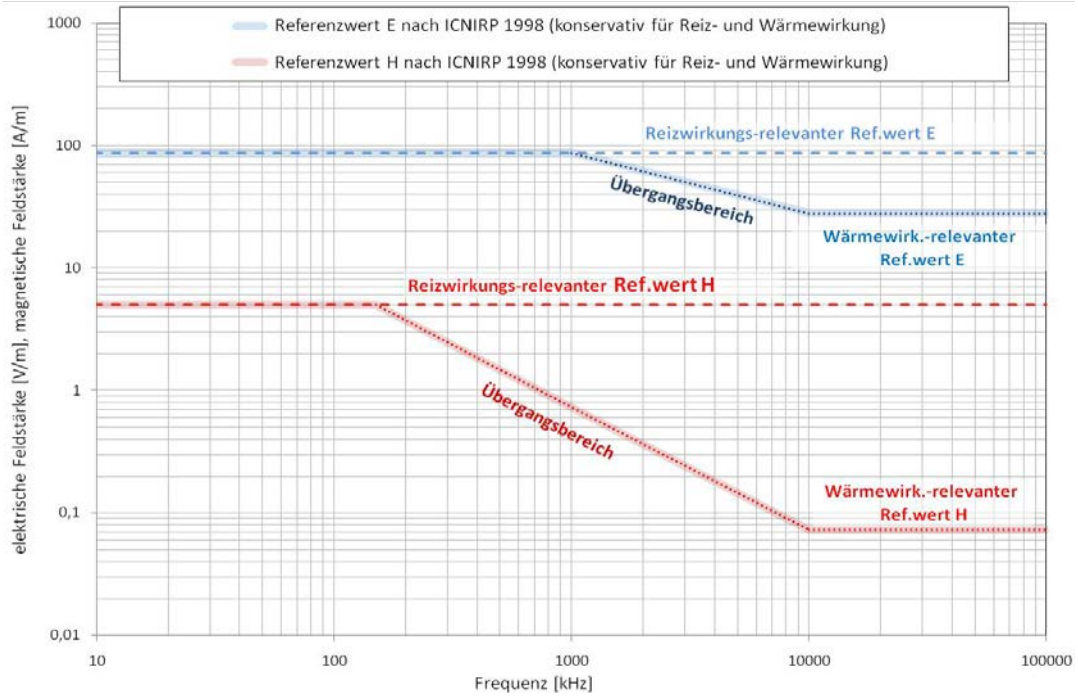


Abbildung 5.8: Zur Erklärung der Unterscheidung von Reizwirkungs-relevanten Referenzwerten und Wärmewirkungs-relevanten Referenzwerten, wie sie in diesem Bericht im Frequenzbereich zwischen 100 kHz und 10 MHz separat betrachtet werden.

In der Darstellung der Mess- und Berechnungsergebnisse im Frequenzbereich zwischen 100 kHz und 10 MHz werden daher zusätzlich zu den Wärmewirkungs-relevanten Effektiv-Referenzwerten $H_{RMS,Ref,therm}$, $E_{RMS,Ref,therm}$ auch die Reizwirkungs-relevanten Effektiv-Referenzwerte $H_{RMS,Ref,Reiz}$, $E_{RMS,Ref,Reiz,}$ sowie die zugehörigen Reizwirkungs-relevanten Spitzen-Referenzwerte $H_{PEAK,Ref,Reiz}$, $E_{PEAK,Ref,Reiz,}$ für die Beurteilung herangezogen, wobei die Umrechnung von Reizwirkungs-relevanten Effektiv-Referenzwerten auf Reizwirkungs-relevante Spitzen-Referenzwerte durch Multiplikation mit $\sqrt{2}$ (=1,414) erfolgte. Für Burst-förmige Immissionen liefert die Anwendung dieses Verfahrens eine (bio)physikalisch sinnvollere Beurteilung im Hinblick auf mögliche Reizwirkungen.

Für die Beurteilung von Spitzenwerten der elektrischen Feldstärke ist dieses Verfahren gleichzeitig auch immer konservativ (strenger) im Vergleich zum ursprünglich in [7] definierten Verfahren (stetiger Übergang vom Faktor $\sqrt{2}$ zum Faktor 32 zwischen 100 kHz und 10 MHz, vgl. Fig.1 in [7]), weshalb bei der Beurteilung der elektrischen Immissions-Spitzenwerte ausschließlich das oben festgelegte Verfahren (Vergleich mit $\sqrt{2}$ * Reizwirkungs-relevanter Effektiv-Referenzwert) verwendet wird.

Für die Beurteilung von Spitzenwerten der magnetischen Feldstärke hingegen ist das oben definierte Verfahren weniger restriktiv, als das ursprüngliche in [7] definierte, weshalb bei der Beurteilung der magnetischen Immissions-Spitzenwerte sowohl der oben definierte Spitzen-Referenzwert $H_{PEAK,Ref,Reiz}$ ($\sqrt{2}$ * Reizwirkungs-relevanter Effektiv-Referenzwert), als auch der ursprünglich in [7] definierte Spitzen-Referenzwert $H_{PEAK,Ref,ICNIRP}$ (ermittelt auf Basis eines stetigen Übergangs vom Faktor $\sqrt{2}$ zum Faktor 32 zwischen 100 kHz und 10 MHz, vgl. Fig.2 in [7]) verwendet wird.

5.9 Numerische Unsicherheiten der räumlichen Mittelung

5.9.1 Mittelung der induzierten Stromdichte (bis 10 MHz)

Wie aus vorliegenden wissenschaftlichen Arbeiten ersichtlich, kommt dem verwendeten Mittelungsalgorithmus zur Berechnung der nach ICNIRP 1998 im Frequenzbereich bis 100 kHz (bzw. 10 MHz) relevanten Beurteilungsgröße, der über 1 cm^2 normal zur Stromflussrichtung gemittelten Körperstromdichte große Bedeutung zu. Beispielsweise kann aus [60]-[62] abgeleitet werden, dass unterschiedliche Algorithmen zu um mehr als einen Faktor 10 unterschiedlichen Ergebnissen führen können. Dies gilt insbesondere bei gewebespezifischen Stromdichtemittelungen in Grenzbereichen von Geweben mit stark unterschiedlicher Gewebeleitfähigkeit (z.B. Zentralnervengewebe umgeben von Cerebrospinalflüssigkeit), je nachdem, welche Auswahlstrategie hinsichtlich der an der Gewebegrenze liegenden Voxel betrachtet wird. Das Vernachlässigen der Stromdichtewerte an der Gewebegrenzschicht bzw. außerhalb des Zielgewebes führt zwangsläufig zu einer Unterschätzung des maximalen Stromdichtemittelwertes im Gewebe mit geringerer elektrischer Leitfähigkeit (insbesondere bei dünnen Gewebeschichten bzw. kleinen Gewebequerschnitten). Umgekehrt führt die Einbeziehung der Stromdichtewerte an der Grenzschicht zu Überschätzungen des Stromdichtemittelwertes im Gewebe mit geringerer elektrischer Leitfähigkeit. Diese Tatsache ist insofern als kritisch einzustufen, als die in ICNIRP 1998 festgelegten Stromdichte Basiswerte nur für Gewebe des Zentralnervensystems (ZNS) gilt, nicht jedoch für andere Gewebe, d.h., auch nicht für die Cerebrospinalflüssigkeit (CSF), die Zentralnervensystem-Gewebe umgibt, bzw. darin enthaltene Kavitäten füllt. Da CSF, speziell im Niederfrequenzbereich eine wesentlich höhere elektrische Leitfähigkeit als ZNS-Gewebe aufweist, ist dies in oben beschriebenen Sinn besonders relevant. Da kein standardisierter Mittelungsalgorithmus für die genannte Beurteilungsgröße vorliegt, und ICNIRP auch keinen Hinweis zur Implementierung in der räumlich diskreten numerischen Simulation (mit Gitterstrukturen wie z.B. Quadern bei Finiten Differenzen im Zeitbereich oder Tetraeder bei Finiten Elementen häufig anzutreffen) gibt,

wird das im Rahmen dieses Projekts verwendete Mittelungskonzept im Folgenden kurz beschrieben.

Es wird dabei die physikalische Tatsache zugrunde gelegt, dass die Stromdichte in Stromflussrichtung keine Sprungstellen aufweisen kann, was die Annahme von im heterogenen Gewebe räumlich kontinuierlich verlaufenden "Feldschläuchen" für den Stromdichtevektor nahelegt (Abbildung 5.9).

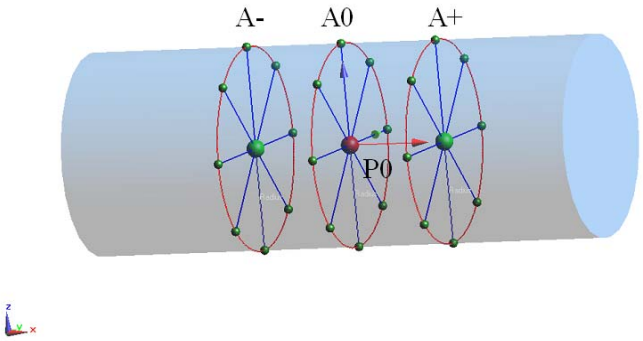


Abbildung 5.9: Konzept der Mittelung für den betrachteten Punkt P0 entlang von Stromdichte-Feldschläuchen

Für einen gegebenen Punkt P0 im Feldraum (roter Punkt P0, Abbildung 5.9) wird zunächst die Richtung des Stromdichtevektors bestimmt (roter Pfeil). Senkrecht zum Stromdichtevektor wird eine Kreisfläche A0 mit einem Querschnitt von 1 cm^2 konstruiert, die in 45 Grad-Schritten in 8 Segmente unterteilt wird. Benachbart werden zwei weitere Kreisflächen A+ und A- senkrecht auf den lokalen Stromdichtevektor mit dem Kreisradius r als Abstand (für A=1cm^2 ergibt sich r = 0,564 cm) vom betrachteten Punkt P0 angeordnet.

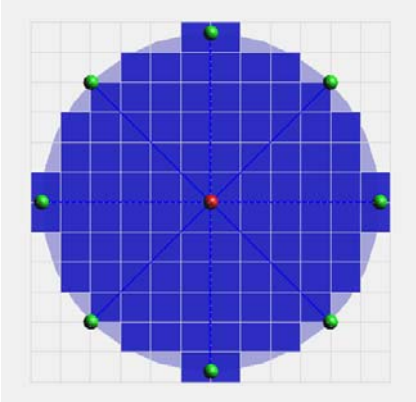


Abbildung 5.10: Interpolationspunkte (grün) über A=1cm^2 am diskreten Gitter mit einer Schrittweite von d=1mm

Den auf diese Art konstruierten hypothetischen acht Randpunkten der Mittelungsfläche wird nun aus dem real verwendeten diskreten Simulations-Gitter durch lineare Interpolation aus den nächsten Nachbarn der für die Mittelung verwendete Zahlenwert dem jeweiligen Stromdichtevektor zugewiesen.

Der gemittelte Stromdichtewert für den betrachteten Punkt P_0 ergibt sich damit zu:

$$J_{1cm^2} = \frac{1}{27}\sum_{Ai=1}^{3}\left(\sum_{i=1}^{9}\vec{J}_i \cdot \vec{e}_{n,i}\right) \tag{5.1}$$

wobei J_i der Vektor der i-ten Stromdichte ist, und $e_{n,i}$ der zugehörige Normalvektor, der senkrecht auf die Mittelungsfläche A_i (8 Randpunkte plus 1 Mittelpunkt) in Flussrichtung steht. Damit ergibt sich als resultierender Mittelwert bei Betrachtung über die Flächen A-, A0 und A+ für den Punkt P0 eine Mittelung von insgesamt 27 Stromdichtewerten.

Die Beschränkung auf 8 Randpunkte stellt dabei einen tragbaren Kompromiss zwischen Rechenzeitaufwand (näherungsweise proportional zur Anzahl der betrachteten Punkte) und erzielbarer Unsicherheit dar. Probeweise Berechnungen im Rahmen der weiter unten dokumentierten Evaluierung an anatomischen Strukturen (siehe Seiten 57-59) mit Punktanzahlen zwischen 4 und 64 führten auf Unsicherheiten im Bereich zwischen +175% und -12% im Vergleich zu manueller Mittelwertbildung (vgl. Tabelle 5.4).

Evaluierung an einfachen geometrischen Strukturen

Die Evaluierung des in MATLAB implementierten Algorithmus zur Mittelung der Stromdichte erfolgt im ersten Schritt an 3 einfachen geometrischen Strukturen:

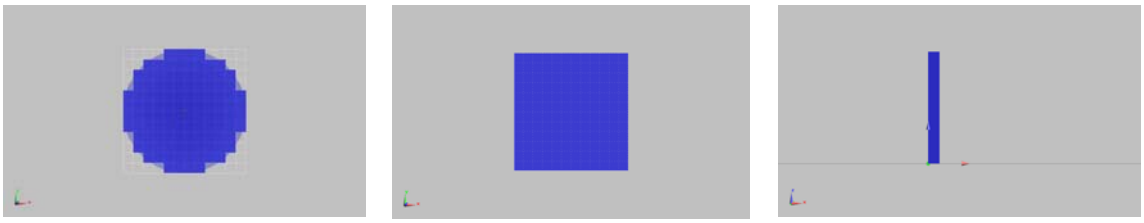


Abbildung 5.11: Untersuchte Geometrien: Kreis (links, variabler Radius r), Quadrat (Mitte, variable Kantenlänge d) und Rechteck (rechts, konstante Höhe, variable Breite b); die Ausdehnung h_z in z Achse (=Stromflussrichtung, normal zur Bildebene) ist konstant mit $h_z \geq 2r$ vorgegeben

Den Geometrien Kreis, Quadrat und Rechteck, bzw. Kugel, Quader und Zylinder im Raum, wird im nachfolgenden Evaluierungsschritt willkürlich der Wert J=10 A/m^2 zugeordnet (siehe Abbildung 5.12). Diese Strukturen, auf die der Mittelungsalgorithmus zugreift, werden in einer Umgebung mit J=5 A/m^2 eingebettet. Die umliegende Umgebung wird auf J=0 A/m^2 gesetzt.

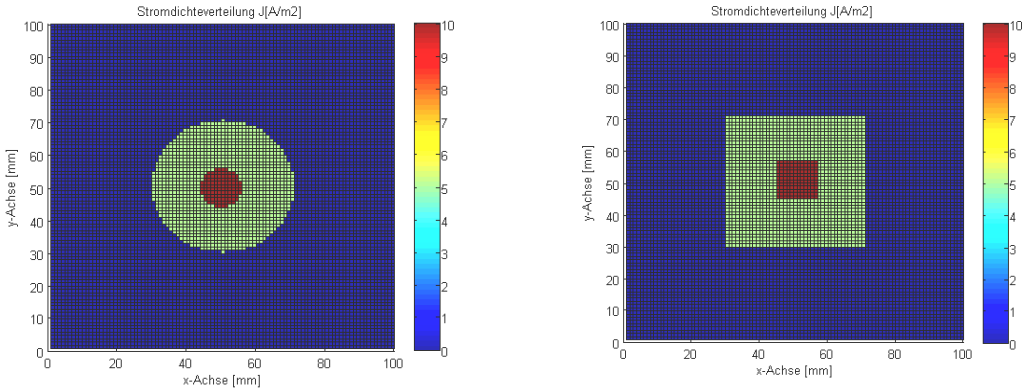


Abbildung 5.12: Beispiele für die Stromdichteverteilung für die Struktur Würfel (Kantenlänge d variabel), und Zylinder (Radius r variabel); konstante Gitter-Schrittweite 1mm

Der Mittelungs-Algorithmus wurde auf die oben genannten Stromdichteverteilungen angewendet, und das Berechnungsergebnis $\max.J_{1cm^2,algorithmus}$ dem sich bei „manuellem“ Auszählen der Stromdichte-Quadrate ergebenden Resultat $\max.J_{1cm^2,man}$ gegenübergestellt.

Die nachfolgende Tabelle zeigt das Ergebnis für die gewählten einfachen räumlichen Verteilungen, sowie die relative Abweichung dazu in Prozent.

Würfel: variabler Parameter Kantenlänge d; $h_z \geq 2r$ = const.			
d [mm]	max.$J_{1cm^2,algorithmus}$ [A/m2]	max.$J_{1cm^2,man}$ [A/m2]	rel. Abweichung [%]
0	5,0	5,0	0,0
2	6,39	5,21	+22,7
4	7,17	5,83	+22,9
6	7,99	6,88	+16,2
8	8,72	8,33	+4,7
10	9,54	9,58	-0,44
12	9,86	10,0	+0,65
13	10,0	10,0	0,0
Zylinder: variabler Parameter Radius r; $h_z \geq 2r$ = const.			
r [mm]	max.$J_{1cm^2,algorithmus}$ [A/m2]	max.$J_{1cm^2,man}$ [A/m2]	rel. Abweichung [%]
0	5,0	5,0	0,0
1	6,27	5,21	+20,4
2	7,18	5,63	+27,6
3	7,99	6,67	+19,9
4	8,73	7,71	+13,2
5	9,54	9,17	+4,1
6	9,60	10,0	-4,0
7	9,86	10,0	-1,44
8	10	10,0	0,0
Quader: variabler Parameter Breite b; Höhe h = const. ; $h_z \geq 2r$ = const.			
b [mm]	max.$J_{1cm^2,algorithmus}$ [A/m2]	max.$J_{1cm^2,man}$ [A/m2]	rel. Abweichung [%]
0	5,0	5,0	0,0
2	6,27	6,25	+2,28
4	6,39	7,29	-1,60
6	7,17	8,33	-4,11
8	8,72	9,17	-4,82
10	9,54	9,79	-2,56
12	9,86	10	-1,44
13	10	10	0,0

Tabelle 5.3: Vergleich der Mittelungsalgorithmen für die einfachen Geometrien Würfel, Zylinder und Quader

Es zeigt sich, dass bei Stromdichteverteilungen mit symmetrischem Querschnitt (Kreis, Quadrat) das Mittelungskonzept für Durchmesser < 10 mm die tatsächliche Stromdichte überschätzt, also konservativ ist. Für Stromdichteverteilungen mit länglichen Querschnitten (Rechteck) erfolgt eine Bewertung die dem tatsächlichen Wert der „manuellen“ Mittelung sehr nahe kommt (Abweichung im Bereich von ca. 5%).

Die „manuelle“ Mittelung erfolgt über 96 Stromdichtewerte (als Kreisfläche) mit je 1 mm^2 (sieheAbbildung 5.10). Damit wird eigentlich über eine Fläche von 0,96 cm^2 (statt der von ICNIRP geforderten A=1 cm^2) gemittelt, was bei dem durchgeführten Vergleich mit dem Algorithmus in die Unsicherheit, wie in Tabelle 5.3 für Werte nahe dem Kreisdurchmesser für A=1cm^2 ersichtlich, mit einfließt.

Evaluierung an anatomischen Strukturen

Die Evaluierung an anatomisch realen Strukturen reduziert sich auf die Betrachtung des vom Algorithmus verwendeten Mittelungsquerschnittes. Nachfolgende Betrachtungen (wie bereits die vorangegangenen) gelten für ein Rechengitter mit konstant 1 mm Schrittweite, wie es in den numerischen Berechnungen im Rahmen dieses Projekt in den interessierenden Gewebebereichen stets verwendet wurde.

Als erster Beispielfall wird die Mittelung an einem zufällig ausgewählten Gehirnbereich untersucht (Abbildung 5.13).

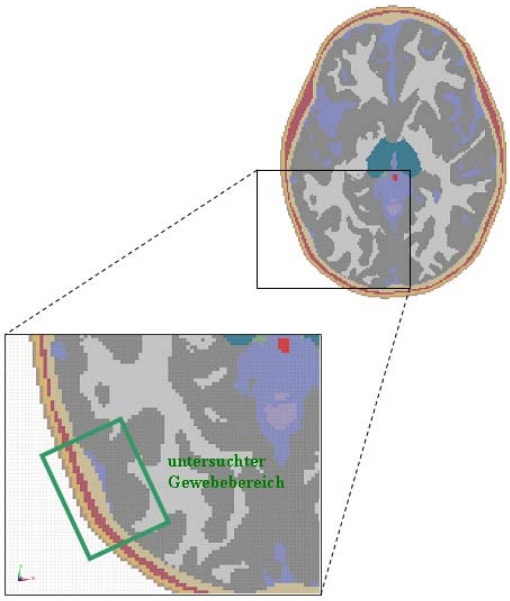


Abbildung 5.13: Untersuchte Gewebeschicht im Kopfbereich (grün markierter Ausschnitt)

Die im untersuchten Bereich vorkommenden Gewebe bestehen in der Reihenfolge der auftretenden Schichten nach aus Haut (dry skin), Fettgewebe (SAT, subcutaneous adipose tissue), Schädelknochen (skull), Cerebrospinale Flüssigkeit (CSF), graue Hirnsubstanz (grey matter) und weiße Hirnsubstanz (white matter).

Als zweiter Fall wird die Mittelung an einem Schichtbereich an der Wirbelsäule untersucht.

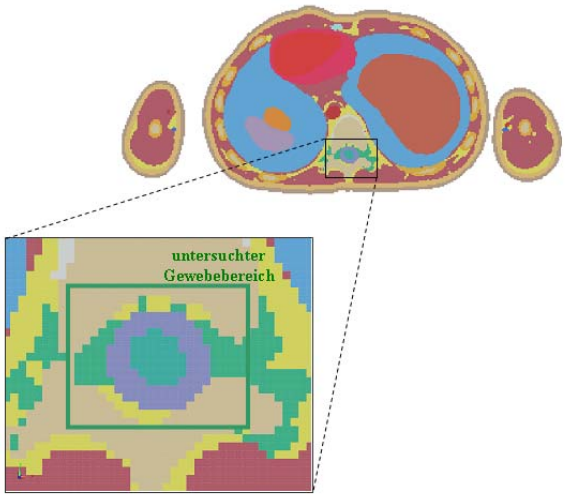


Abbildung 5.14: Untersuchter Bereich an der Wirbelsäule (grün markierter Ausschnitt)

Die im untersuchten Bereich vorkommenden Gewebe sind Knochen (Vertebrae), Nervenbahnen, Rückenmark sowie der ummantelnden Spinalflüssigkeit (CSF).

Die Modellannahme beruht auf einem intrakorporal induzierten homogenen elektrischen Feld, deren Vektor (wie auch jeden der zugehörigen Stromdichte) senkrecht auf die dargestellte Bildebene steht. Die Stromdichten wurden proportional zu den Verhältnissen der elektrischen Leitfähigkeit der einzelnen Gewebebereiche (bei 10 MHz) zugewiesen. Der höchste Wert (in der CSF) wurde wieder willkürlich auf Jmax=10 A/m^2 gesetzt.

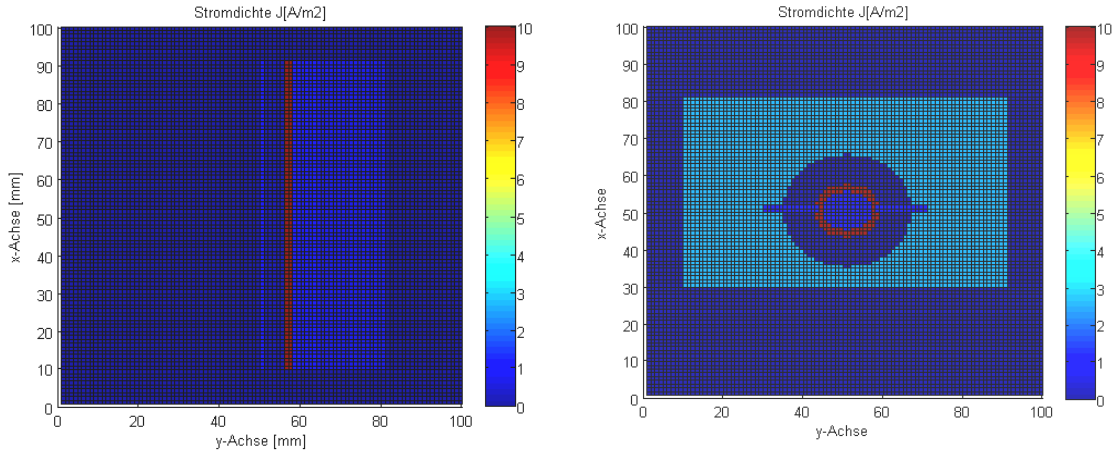


Abbildung 5.15: Vereinfachtes Modell zur Evaluierung des Mittelungsalgorithmus für Kopfbereich (links) und Wirbelsäulenbereich (rechts) mit proportional zur elektrischen Leitfähigkeit zugewiesenen Stromdichten

Untersuchung im Kopfbereich			
Gewebetyp	Leitfähigkeit σ (10 MHz) [S/m]	zugewiesene Stromdichte J [A/m2]	Anzahl Pixel
Haut (dry skin)	0,197	0,811	0
Fettgewebe (SAT, subcut. adip. tissue)	0,0526	0,216	8
Schädelknochen (skull)	0,0428	0,176	28
Interzerebrale Flüssigkeit (CSF)	2,43	10,0	24
Graue Hirnsubstanz (grey matter)	0,292	1,202	36
Weiße Hirnsubstanz (white matter)	0,158	0,650	0

Auswertung:	max.J$_{1cm^2,algorithmus}$ [A/m2]	max.J$_{1cm^2,man}$ [A/m2]	rel. Abweichung [%]
	3,297	3,020	+9,18

Untersuchung im Bereich Wirbelsäule			
Gewebetyp	Leitfähigkeit σ (10 MHz) [S/m]	zugewiesene Stromdichte J [A/m2]	Anzahl Pixel
Muskelgewebe (muscle)	0,617	2,539	0
Wirbelknochen (vertebrae)	0,0428	0,176	24
Nervenbahnen (nerve)	0,223	0,918	0
CSF	2,43	10,0	26
Rückenmark (spinal cord)	0,223	0,918	46

Auswertung:	max.J$_{1cm^2,algorithmus}$ [A/m2]	max.J$_{1cm^2,man}$ [A/m2]	rel. Abweichung [%]
	8,746	3,192	+173,9 %

Tabelle 5.4: Evaluierung des Algorithmus an einfachen anatomischen Strukturen für die Frequenz (Schichtmodell: Kopf und Wirbelsäule)

Im ersten der beiden betrachteten Fälle (Kopf- bzw. Gehirnbereich) führt der Mittelungsalgorithmus auf eine moderate Überschätzung des Stromdichtemittelwertes von ca. 10%. Im zweiten Fall (Wirbelsäule) beträgt die Überschätzung mehr als 170%, kommt also bereits nahe an einen Faktor 2. Dies ist jedoch im Vergleich zu den in der Literatur zu findenden Unsicherheitsangaben bei der Stromdichtemittelung (z.B., [60]-[62]) nach wie vor sehr gering.

Angemerkt muss an dieser Stelle werden, dass die oben angegebenen Abweichungen keine Unter- bzw. Obergrenzen der Unsicherheiten des verwendeten Mittelungsalgorithmus darstellen, sondern Befunde an zufällig gewählten Gewebeausschnitten unter theoretischen Annahmen homogener Stromverteilungen innerhalb der unterschiedlichen Gewebetypen. Insofern geben die genannten Abweichungen zumindest aber einen Anhaltspunkt über die zu erwartenden Unsicherheiten der in den in diesem Bericht dargestellten numerischen Ergebnissen.

Bewusst nicht in die oben gezeigte Unsicherheitsbetrachtung eingebracht wurde die Frage, ob bei der Ermittlung des Stromdichtemittelwertes in Zentralnervensystemgewebe (Gehirn und Rückenmark) auch in die angrenzenden Gewebe (z.B. CSF) „hineingemittelt“ werden darf, d.h., die Frage, ob bei der Mittelwertbildung in Randbereichen des Zentralnervengewebes auch Voxel aus angrenzenden, anderen Geweben berücksichtigt werden sollen/dürfen oder ob man sich auf die Voxel des betrachteten ZNS-Gewebes beschränken muss. Wie bereits weiter oben erwähnt, führt erstgenannte Vorgangsweise aufgrund der höheren Leitfähigkeit der CSF zwangsläufig zu höheren, zweitgenannte Vorgangsweise zu geringeren Stromdichtemittelwerten. Die Entscheidung für die eine oder die andere Vorgangsweise wird weniger als Unsicherheit des Mittelungsalgorithmus, sondern eher als eine paradigmatische Frage gesehen, deren Beantwortung wahrscheinlich nur auf Basis grundlegender biophysikalischer Betrachtungen erfolgen kann, die den Umfang dieses Projektes sprengen würden. In diesem Bericht werden daher stets beide Vorgangsweisen verfolgt und dementsprechend immer beide Ergebniswerte („inkl. CSF“ und „exkl. CSF“) angegeben.

5.9.2 Mittelung der SAR (ab 100 kHz)

Die Auswertung der räumlich über 10g würfelförmiges Gewebe gemittelten SAR (SAR_{10g}) erfolgte gemäß dem standardisierten und in [63] definierten Algorithmus.

5.10 Begriffsbestimmungen für die Ergebnisdarstellung

Da die von den untersuchten Geräten und Systemen erzeugten elektromagnetischen Felder teilweise relativ komplizierte zeitliche Charakteristika besitzen, sollen im Folgenden einige Begriffe definiert werden, die in den nachfolgenden Kapiteln zur Beschreibung der Feldcharakteristika und Ergebniswerte verwendet werden.

5.10.1 Kenngrößen für Signale im Zeitbereich

Für die strahlenschutztechnische Beurteilung von Immissionsgrößen (H, B, E) sind unterschiedliche Kenngrößen, wie z.B. Effektivwerte oder Spitzenwerte sinnvoll bzw. notwendig. Bei der Angabe von Feldgrößen ohne Index erschließt sich deren Bedeutung im vorliegenden Bericht aus dem Text bzw. aus der Bild- oder Tabellenunterschrift. Feldgrößenbezeichnungen mit Index sind wie folgt definiert:

„harmonisches“ oder „sinusförmiges“ Signal bzw. Trägerschwingung

Signale bzw. Feldgrößen mit harmonischem bzw. sinusförmigem Zeitverlauf werden entweder durch ihren Spitzenwert (mit Index „PEAK“) oder durch ihren Effektivwert (Index „RMS“) beschrieben (vgl.

Abbildung 5.16), wobei bei kontinuierlicher Aussendung solcher Signale der einfache Zusammenhang gilt (sinngemäß auch für B und E):

$$H_{PEAK} = \sqrt{2} \cdot H_{RMS} \tag{5.2}$$

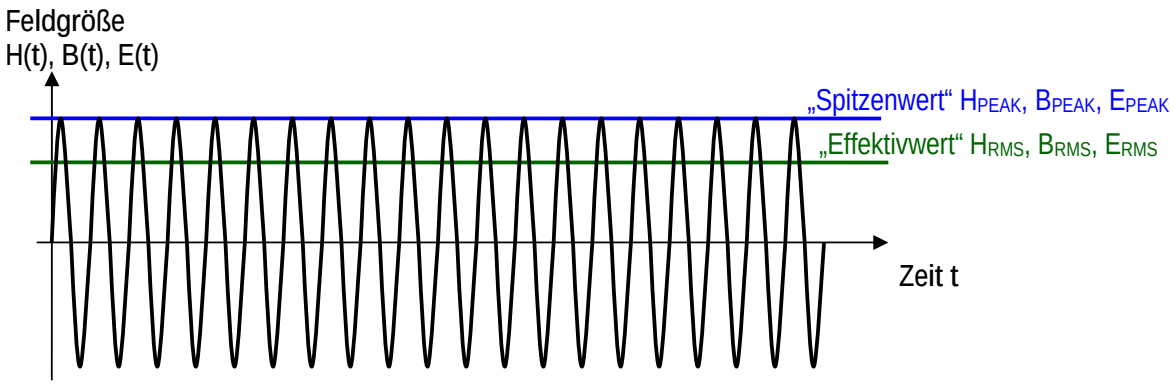


Abbildung 5.16: Begriffsdefinition für Spitzenwert (Index „PEAK“) und Effektivwert (Index „RMS“) bei sinusförmigen Signalen

„gepulste Trägerschwingung“ bzw. „gepulstes Signal“

Bei gepulsten Signalen, die aus einer periodischen Abfolge von einzelnen Trägerfrequenzpaketen (Bursts) bestehen, ist für den Zusammenhang zwischen Spitzenwert (Index „PEAK“) und Effektivwert (Index „RMS“) das Tastverhältnis („Duty Cycle“) T_{EIN}/T relevant (vgl. Abbildung 5.17). Zusätzlich zum Spitzenwert und dem Effektivwert ist bei derartigen Signalen auch die Definition des Burst-Effektivwertes (Index „Burst-RMS“ oder „RMS-Burst“) sinnvoll. Zwischen den einzelnen Größen bestehen die folgenden Zusammenhänge (sinngemäß auch für B und E)

$$H_{PEAK} = \sqrt{2} \cdot H_{Burst-RMS} \tag{5.3}$$

$$H_{RMS} = H_{PEAK} \sqrt{\frac{T_{EIN}}{2 \cdot T}} \tag{5.4}$$

wobei für die Gültigkeit von (5.4) vorausgesetzt wurde, dass jeder Burst aus einer hinreichend großen Anzahl von Perioden des Trägersignals besteht. In der Praxis ist diese Bedingung bei den hier untersuchten Geräten immer erfüllt.

Ein Index „PEAK-Burst“ (Burst-Spitzenwert) ist gemäß der Darstellung in Abbildung 5.17 gleichbedeutend mit Index „PEAK“ (Spitzenwert), d.h., z.B., $H_{PEAK} = H_{PEAK\text{-}Burst} = H_{Burst\text{-}PEAK}$.

Weites wird nicht zwischen Groß- und Kleinschreibung im Index unterschieden, d.h., z.B., $H_{RMS} = H_{rms}$.

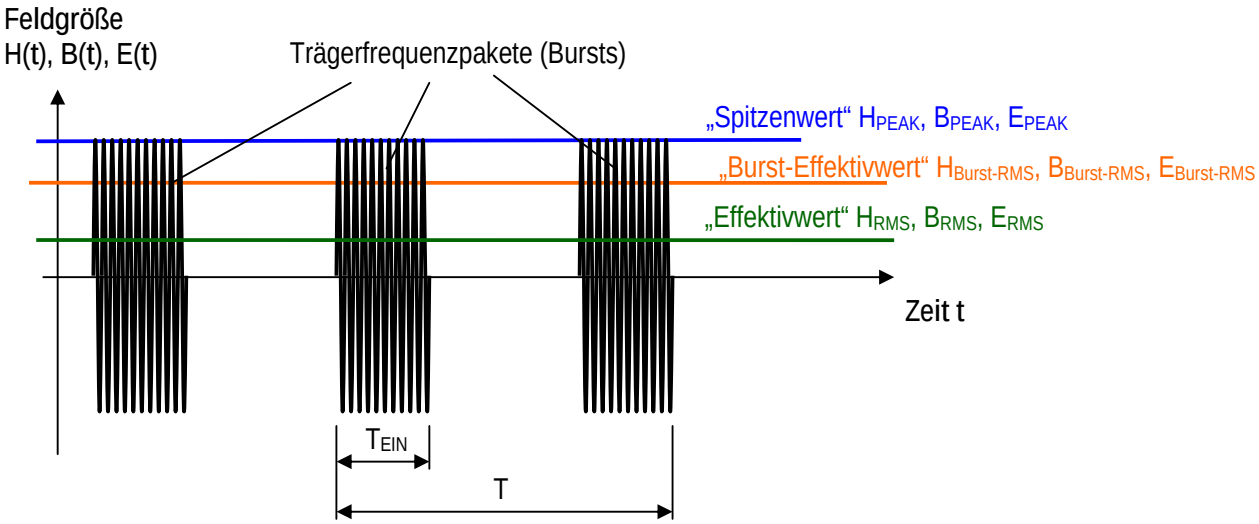


Abbildung 5.17: Begriffsdefinition für Duty Cycle, Spitzenwert (Index „PEAK“), Effektivwert (Index „RMS“) und Burst-Effektivwert (Index „Burst_RMS“) bei gepulsten Signalen

5.10.2 Kennzeichnung der räumlichen Lage des Feldvektors

Sofern nicht explizit mit Index „x“, y“ oder „z“ gekennzeichnet, stellen angegebene physikalische Größen immer die Vektorsumme (Ersatzfeldstärke bzw. Ersatzflussdichte bzw. Ersatzstromdichte) der drei Raumkomponenten dar. Vor allem für die betrachteten Expositionssituationen mit RFID-Geräten basierend auf magnetischer Kopplung (Frequenzbereich bis 13,56 MHz) ist die räumliche Ausrichtung des magnetischen Feldvektors für die Einkopplung in den Körper essentiell. Bei der Quellenmodellierung wurde daher insbesondere auf korrekte und realitätsgetreue Anordnung der Antennenleiter geachtet und die Übereinstimmung der Feldvektororientierung zwischen realer Quelle und Simulationsmodell im Zuge der Quellenvalidierung überprüft. Bei Antennen bestehend aus mehreren separat gespeisten Leitern ist die Orientierung des resultierenden Feldvektors, zusätzlich zur räumlichen Anordnung der Leiter, auch von der Amplitude und der Phasenlage der Ströme in den Leitern abhängig. Auch diesem Umstand wurde durch die exakt realitätsgetreue Leiteranordnung bzw. Anspeisung im Simulationsmodell Rechnung getragen[7] und im Zuge der Quellenvalidierung überprüft.

5.10.3 Lokale und räumlich gemittelte Feldgrößen

Bei der Bewertung von Immissionen sind oftmals räumlich gemittelte Feldgrößen für die Beurteilung heranzuziehen. Diesbezüglich wird die folgende Nomenklatur verwendet.

Lokale, ungemittelte Feldgrößen werden ohne jeden weiteren Index bezeichnet, d.h., z.B., H_{RMS} für den räumlich ungemittelten Effektivwert der magnetischen Feldstärke.

[7] Die dazu notwendigen technischen Informationen konnten auf Basis von (vertraulichen) Herstellerangaben bzw. Messungen an den Geräten mit Stromzangen erhoben werden.

Räumlich gemittelte Feldgrößen werden durch den zusätzlichen Index „mittel“ gekennzeichnet, d.h., z.B., $H_{RMS,mittel}$ für den räumlich gemittelten Effektivwert der magnetischen Feldstärke. Der jeweils verwendete Mittelungsbereich (Volumen) wird aus Gründen der Übersichtlichkeit im Index nicht angegeben, sondern erschließt sich jeweils aus dem zugehörigen Text.

Die über 1 cm^2 quer zur Stromflussrichtung **gemittelte induzierte Stromdichte** wird mit $\mathbf{J_{1cm^2}}$ bezeichnet. Der Maximalwert dieser Größe innerhalb eines (Gewebe-)Bereiches dementsprechend mit $\mathbf{max.J_{1cm^2}}$.

Die über 10 g Gewebe **gemittelte spezifische Absorptionsrate** wird mit $\mathbf{SAR_{10g}}$ bezeichnet. Der Maximalwert dieser Größe innerhalb eines (Gewebe-)Bereiches dementsprechend mit $\mathbf{max.SAR_{10g}}$.

B. EXPOSITION DURCH TRANSPONDER

Im folgenden Abschnitt werden die Ergebnisse der Untersuchungen zur Frage der Exposition durch körpernah getragene RFID-Transponder (Tags) zusammengefasst. Der Schwerpunkt der Betrachtungen lag dabei naturgemäß auf aktiven Transpondern, wobei im hier vorliegenden Bericht, gemäß Kapitel 2.1, die folgenden Definitionen zur Abgrenzung der grundsätzlich unterschiedlichen Transponderformen „passiv“, „semi-passiv“ und „aktiv“ gelten:

„**passiver Transponder**“: (oder **„passives Tag“**)	Transponder (Tag) ohne Batterie
„**semi-aktiver Transponder**“: (oder **„semi-aktives Tag“**)	Transponder (Tag) mit Batterie, die jedoch ausschließlich zur Versorgung der Schaltkreise auf dem Transponder dient. Die Datenübertragung vom Transponder zum Reader erfolgt passiv. In der klassischen Definition von RFID werden diese Tags auch heute in der RFID-Literatur noch manchmal als „aktiv“ bezeichnet.
„**aktiver Transponder**“: (oder „**aktives Tag“**)	Transponder (Tag) mit Batterie, die sowohl zur Versorgung der Schaltkreise auf dem Transponder, als auch zum Senden der Daten zum Reader dient. Der Transponder kann somit unabhängig vom Reader Daten senden. In der strengen Diktion einiger RFID Pioniere werden solche Systeme nicht zur RFID-Technik gezählt, sondern zu „konventionellen Funksystemen“.

Sieht man von lokalen Feldverzerrungen im UHF- und Mikrowellenbereich zufolge der metallischen Transponderkomponenten ab, führen einfache Überlegungen auf Basis der Energiebilanz zunächst zum Schluss, dass durch passive und semi-passive Transponder keine höheren Expositionen auftreten können, als durch das Feld des Lesegerätes. Dennoch erscheinen Detailfragen, z.B., bezüglich der Verhältnisse bei sequentiellen Verfahren oder Verfahren mit sub-harmonischer Uplink-Übertragung zumindest theoretisch betrachtenswert und werden daher ebenfalls behandelt.

6 EXPOSITION DURCH AKTIVE TRANSPONDER

Aktive RFID-Transponder werden in Europa hauptsächlich in den Frequenzbereichen 865-868 MHz und 2,446-2,454 GHz betrieben. Daneben besteht auch die Möglichkeit der Nutzung der ISM-Bänder 433,05 – 434,79 MHz und 5725-5875 MHz. Die Hauptanwendung derartiger Transponder liegt in der Detektion, Ortung und Verfolgung von Objekten und Personen. Dementsprechend gibt es sie zumeist in Form kleiner integrierter Schaltungen in Kunststoffgehäusen zur Montage auf Objekten oder zum Tragen in oder an der Kleidung bzw. teilweise auch als Armband (Abbildung 6.1).

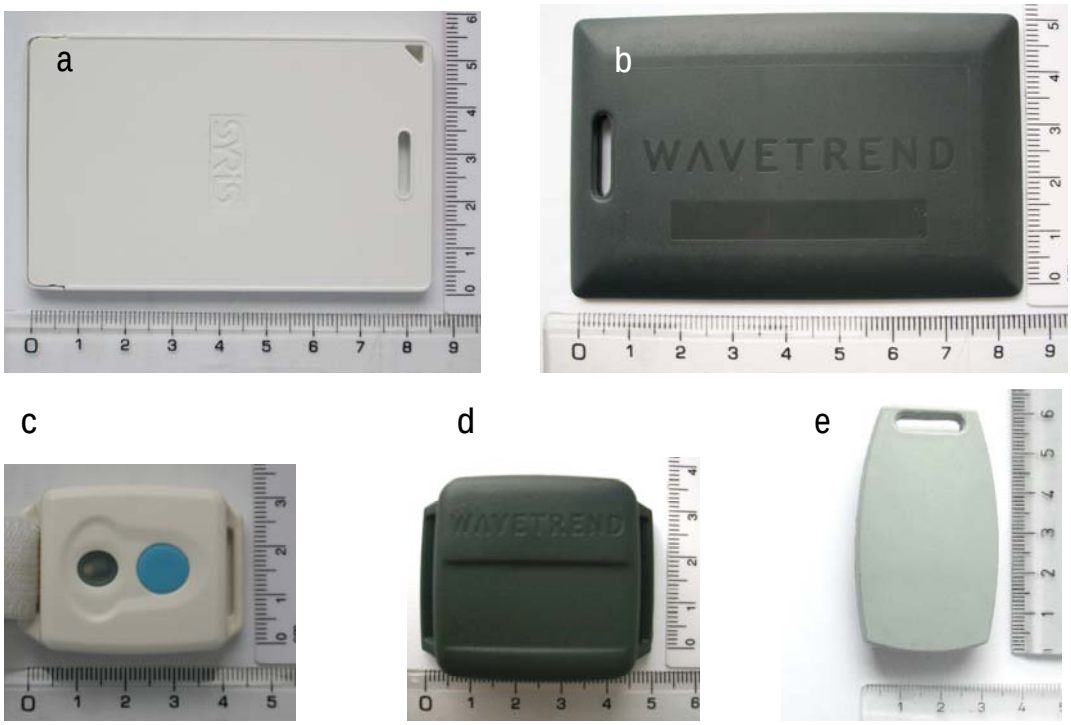


Abbildung 6.1: Beispiele von Ausführungsformen von aktiven Transpondern für die Detektion, Ortung und Verfolgung von Personen. a und c: 2,45 GHz Band , b und d: 433 MHz Band, e: 865 MHz Band

In den Frequenzbereichen um 865 MHz und 2,45 GHz sind die grundsätzlich zulässigen Sendeleistungen unter bestimmten Bedingungen teilweise zwar beträchtlich, im Fall der hier zur Diskussion stehenden aktiven Transponder werden diese Werte jedoch bei weitem nicht ausgeschöpft, da eine möglichst lange Batterielebensdauer im Bereich von mehreren Jahren angestrebt wird. In den ISM-Frequenzbereichen um 433 MHz und 5,8 GHz sind in Europa, national unterschiedlich, zumeist ohnehin nur Sendeleistungen im Bereich zwischen 10 mW ERP und 25 mW ERP zulässig [1]. Zusätzlich senden derartige aktive Transponder nicht kontinuierlich, sondern nur relativ selten einen kurzen HF-Burst aus, so dass die zeitlich gemittelten Sendeleistungen zumeist deutlich unterhalb von 1 mW liegen. Auf Basis grundsätzlicher physikalischer Überlegungen kann daher a priori davon ausgegangen werden, dass die von üblichen aktiven RFID-Transpondern verursachten Expositionen deutlich unterhalb der von ICNIRP 1998 empfohlenen Basiswerte [7] liegen werden.

Zur quantitativen Abschätzung der Exposition, die bei typischem körpernahem Betrieb derartiger aktiver RFID-Transponder zu erwarten ist, wurden an einer Auswahl kommerziell erhältlicher Produkte Analysen der Expositionsverhältnisse durchgeführt. Für die Auswahl der Produkte wurden, ausgehend von den technischen Spezifikationen der Hersteller, folgende Entscheidungskriterien angewendet:

1. Es sollte aus möglichst allen technisch genutzten Frequenzbereichen ein Produkt ausgewählt werden
2. Bestimmungsgemäßer Gebrauch der Produkte am Körper einer Person
3. Möglichst große Reichweite bzw. Sendeleistung

Tabelle 6.1 fasst die für die Untersuchungen ausgewählten aktiven Transponder zusammen.

Bezeichnung	Hersteller	Sendefrequenz
Personnel Tag TG501	Wavetrend Technologies Ltd.	433,9 MHz
Aktiver UHF Beacon Tag i-B2 M	Identec Solutions AG	868 MHz
SYTAG245-2C	SYRIS Technologies Corp.	2,45 GHz

Tabelle 6.1: Messtechnisch und numerisch untersuchte aktive Transpondermodelle

Bezüglich aktiver Transponder für den Frequenzbereich um 5,8 GHz konnten zwar zwei (außereuropäische) Hersteller recherchiert werden, die für derartige Produkte werben, allerdings konnten diese Produkte mangels Kooperationsbereitschaft[8] der Hersteller nicht für nähere Untersuchungen zugänglich gemacht werden.

Die folgenden Kapitel beschreiben die zur Beurteilung der Exposition durch aktive RFID-Transponder durchgeführten Untersuchungen. Jedes untersuchte Produkt wurde zunächst hinsichtlich der für die Expositionsbeurteilung relevanten Eigenschaften seiner HF-Aussendung messtechnisch untersucht. Im nächsten Schritt erfolgte eine vereinfachte numerische Modellierung der Transponder mit der Simulationsplattform SEMCAD X (V 14.0, Schmid & Partner Engineering AG, Zürich, Schweiz) und die Validierung der numerischen Transpondermodelle. Aufgrund des integrierten Aufbaus der Transponder (kein zugänglicher Antennenanschluss) und der Signalcharakteristik (extrem hoher Crest Faktor durch lange Burst-Wiederholzeit und kurze Burst-Dauer) war eine Validierung auf Basis eines Vergleichs von SAR-Messungen in einem Phantom mit entsprechenden Computersimulationen nicht möglich, da die resultierenden (zeitgemittelten) SAR-Werte bereits unterhalb der Nachweisgrenze der gegenwärtig verfügbaren SAR-Messtechnik von ca. 0,01 W/kg liegen. Aus diesem Grund erfolgte die Validierung auf Basis von Messungen der magnetischen Feldstärkeverteilung unmittelbar oberhalb der gedruckten Schaltung (ca. 5 mm Distanz) mittels isotropen Miniaturmagnetfeldsonden (Typen H3DV8 und H3DV6, Schmid & Partner Engineering AG, Zürich, Schweiz) mit einem Sensordurchmesser von 3,8 mm. Aufgrund des geringen Duty Cycles der emittierten Signale und dem Zeitverhalten der verwendeten Miniaturmagnetfeldsonden war es notwendig, für jeden der untersuchten Transponder (Duty Cycle) jeweils einen Korrekturfaktor für die verwendete Miniaturmagnetfeldsonde zu bestimmen, um von den mit der Sonde erzielbaren Messwerten auf die Burst-Spitzenwerte umrechnen zu können.

Mit den validierten Quellenmodellen wurden schließlich jeweils die drei folgenden unterschiedlichen Expositionssituationen betrachtet:

- Transponder in der Brusttasche eines Mannes
- Transponder in der Brusttasche einer Frau
- Transponder in der Hosentasche eines Mannes (nahe den Geschlechtsorganen)

Alle numerischen Berechnungen erfolgten mit der Simulationsplattform SEMCAD X (V14.0) und unter Verwendung anatomischer Ganzkörperphantome eines Mannes („Duke“) und einer Frau („Ella“) aus der Virtual Family [56] Die Zuordnung der dielektrischen Gewebeeigenschaften erfolgte gemäß [58].

[8] Die Hersteller waren weder bereit entsprechende Geräte für die Untersuchungen zur Verfügung zu stellen, noch vorkonfigurierte Transponder ohne zugehörige (teure) Lesegeräte zu verkaufen.

6.1 Aktive Transponder im Frequenzbereich 433 MHz

Untersucht wurde ein *Personnel Tag L-TG501* (Wavetrend Technologies Ltd.) mit folgenden aus strahlenschutztechnischer Sicht relevanten funktechnischen Spezifikationen (lt. Prüfbericht, abrufbar auf der FCC-Hompage [64] bzw. lt. Datenblatt des Herstellers):

Sendefrequenz:	433,92 MHz
Max. Spitzenfeldstärke in 3m Abstand:	90,9 dBµV/m (35 mV/m bzw. 3,3 µW/m^2)
Pulsdauer:	7,34 ms
Pulswiederholrate:	konfigurierbar

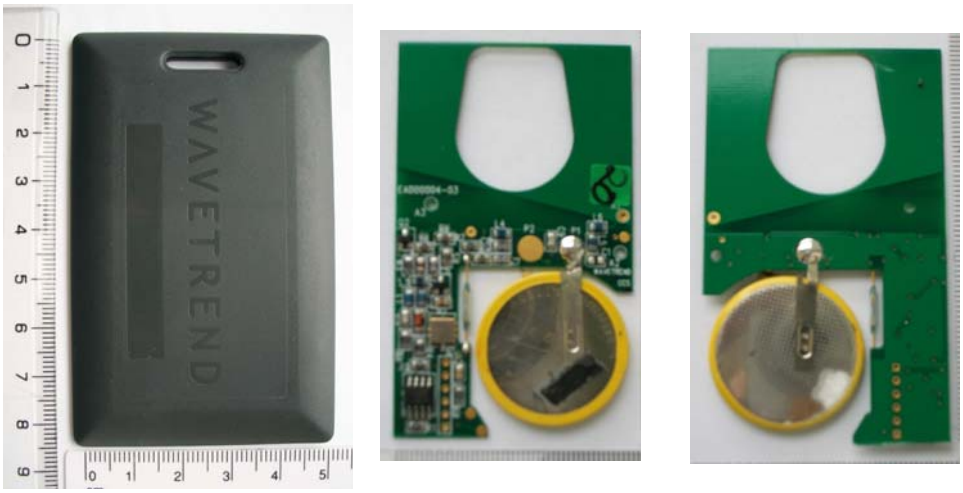


Abbildung 6.2: Untersuchter aktiver Transponder L-TG501 für den Frequenzbereich um 433 MHz

6.1.1 Messtechnische Charakterisierung

Abbildung 6.3 zeigt zunächst das vom untersuchten Transponder ausgesendete Signal im Zeitbereich (Amplituden nur qualitativ). In der für die messtechnischen Untersuchungen verfügbaren Konfiguration wird demnach alle 1,6 s ein ca. 7,8 ms langer HF-Burst abgestrahlt (Duty Cycle < 0,005).

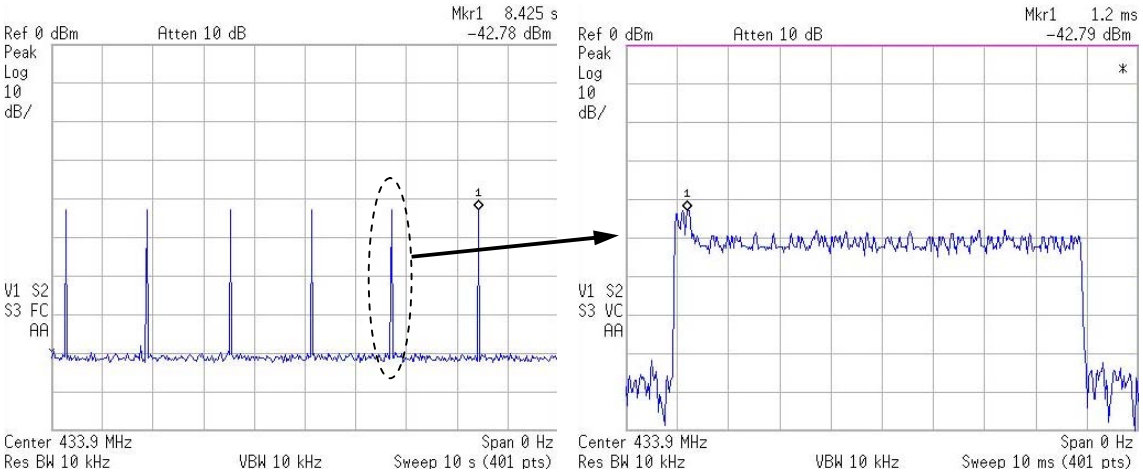


Abbildung 6.3: Zeitliches Abstrahlverhalten des *Personnel Tags L-TG501* (Amplitude nur qualitativ); links: Aufzeichnungslänge 10s; rechts: Aufzeichnungslänge 10 ms.

Auch die in [64] angegebene maximale Aussendung in 3 m Abstand konnte innerhalb der Messgenauigkeiten von ca. ± 4 dB (k=2) [64] für den untersuchten Prüfling reproduziert werden. Die EIRP-Spitzensendeleistung liegt demnach bei ca. 0,5 mW, die tatsächliche Sendeleistung etwas darunter, wenn ein für kleine Antennen typischer Gewinn im Bereich von ca. 1 - 3 dB angenommen wird.

6.1.2 Numerische Quellenmodellierung

Abbildung 6.4 zeigt das numerische Quellenmodell, das bezüglich der relevanten Metallstrukturen maßtreu vom realen Transponder rekonstruiert wurde.

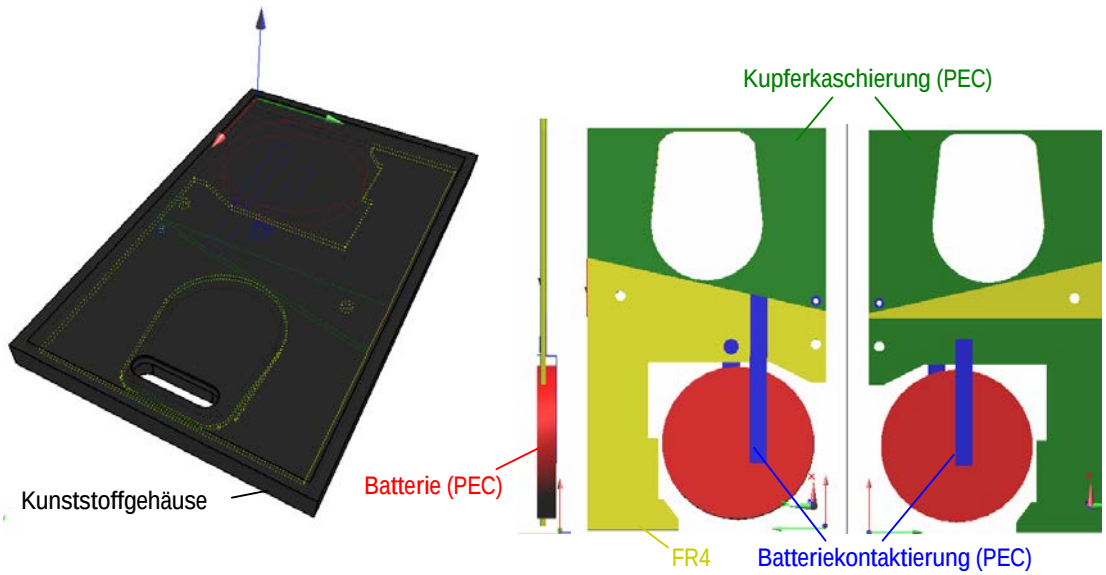


Abbildung 6.4: Vereinfachtes numerisches Modell des *Personnel Tag L-TG501*

Die Antenne des Transponders ist direkt als gedruckte Schaltung realisiert. Als Materialeigenschaften des Basismaterials der gedruckten Schaltung wurden Werte von $\varepsilon_r = 4{,}4$ und $\tan\delta = 0{,}02$ verwendet. Das Kunststoffgehäuse des Transponders wurde mit $\varepsilon_r = 3{,}5$ und verlustlos ($\tan\delta = 0$) modelliert. Alle metallischen Komponenten wurden als *Perfect Electric Conductor* (PEC) modelliert.

6.1.3 Validierung des numerischen Quellenmodells

Abbildung 6.5 zeigt einen Vergleich der Verteilung der magnetischen Feldstärke (Burst-Spitzenwerte) entlang der Oberfläche (5 mm Distanz) der gedruckten Schaltung des Transponders zwischen dem numerischen Quellenmodell und dem realen Transponder. Deutlich erkennbar ist daraus, dass sich die Messwerte bereits sehr nahe an der Nachweisgrenze der verfügbaren Magnetfeldsonden bewegen und die gemessene Feldverteilung daher etwas „verrauscht“ erscheint. Dennoch, können die Orte der Feldstärkemaxima lokalisiert und im Rahmen der Möglichkeiten befriedigende Übereinstimmung mit dem numerischen Modell festgestellt werden (max. Abweichungen im Bereich von ca. 6 dB).

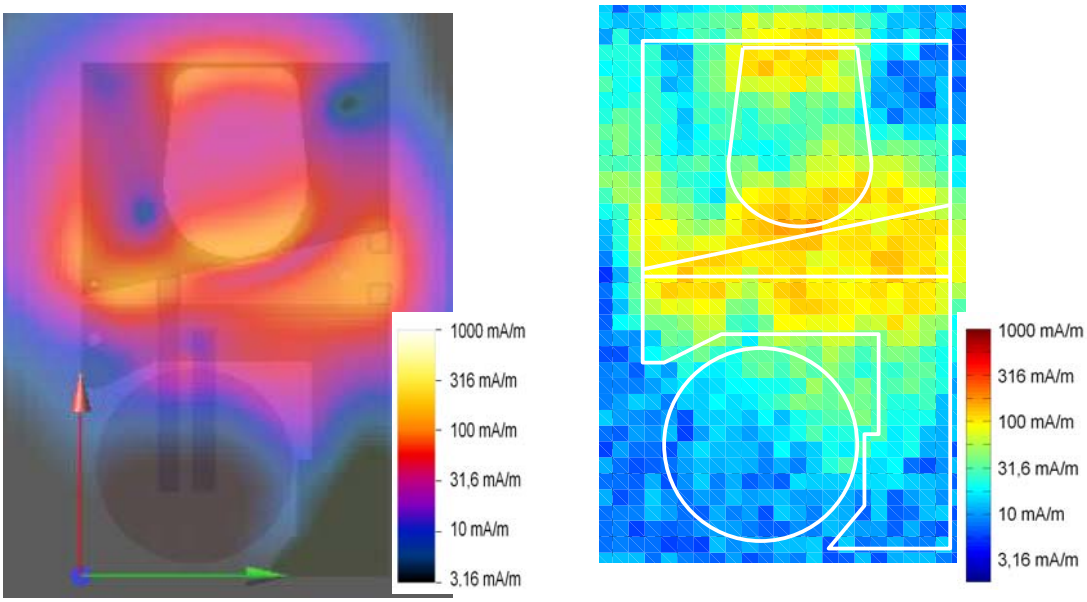


Abbildung 6.5: Vergleich der mit dem realen Transponder gemessenen (rechtes Bild) und mit dem numerischen Quellenmodell simulierten (linkes Bild) Verteilung der magnetischen Feldstärke in 5 mm Abstand zur gedruckten Schaltung

6.1.4 Betrachtete Expositionsszenarien

Abbildung 6.6 illustriert die drei betrachteten realistischen Expositionssituationen mit der Annahme des Tragens des Transponders in der Brust bzw. Hosentasche, wobei bei der Trageweise in der Hosentasche bewusst eine realistische maximale Annäherung des Transponders an die Geschlechtsorgane des männlichen Körpermodells nachgestellt wurde. Der Abstand zwischen dem Transpondergehäuse und der Körperoberfläche liegt dabei jeweils ca. im Bereich zwischen 1 mm und 5 mm.

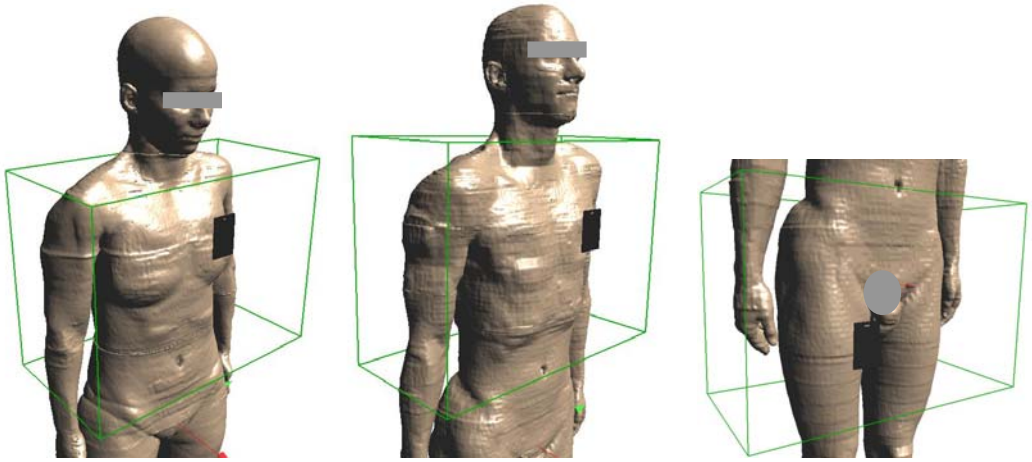


Abbildung 6.6: Die mit dem *Personnel Tag L-TG501* betrachteten Expositionssituationen

Abbildung 6.7 und Abbildung 6.8 zeigen die Verteilung der (räumlich ungemittelten) SAR auf der Körperoberfläche, sowie in Sagittal- und Horizontalschnitten durch das Absorptions-maximum.

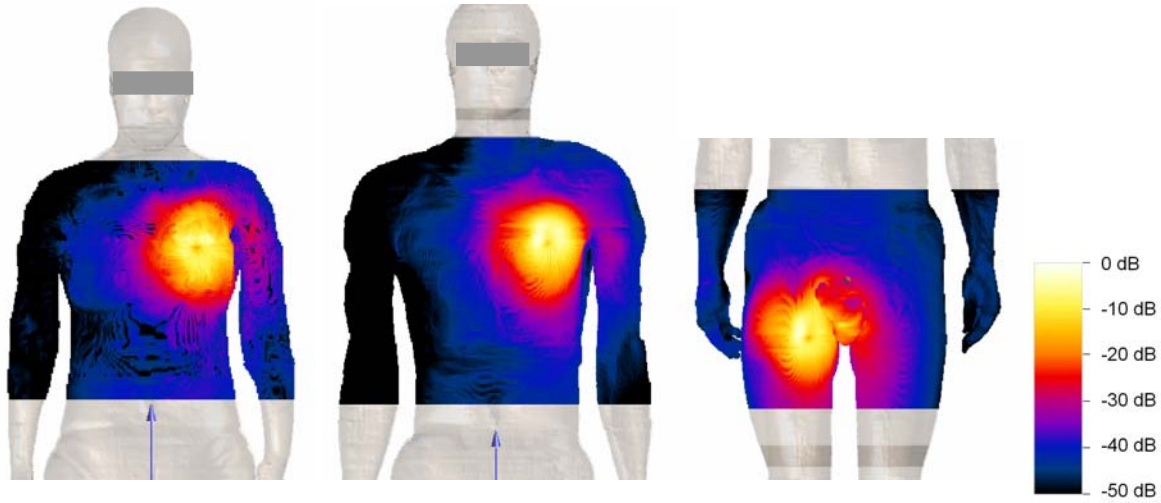


Abbildung 6.7: SAR-Verteilungen (räumlich ungemittelt) an der Körperoberfläche für die drei betrachteten Expositionssituationen mit dem *Personnel Tag L-TG501.* Unter der theoretischen Annahme einer Sendeleistung von 0,5 mW und eines duty cycles von 1 gilt 0 dB = 4 mW/kg.

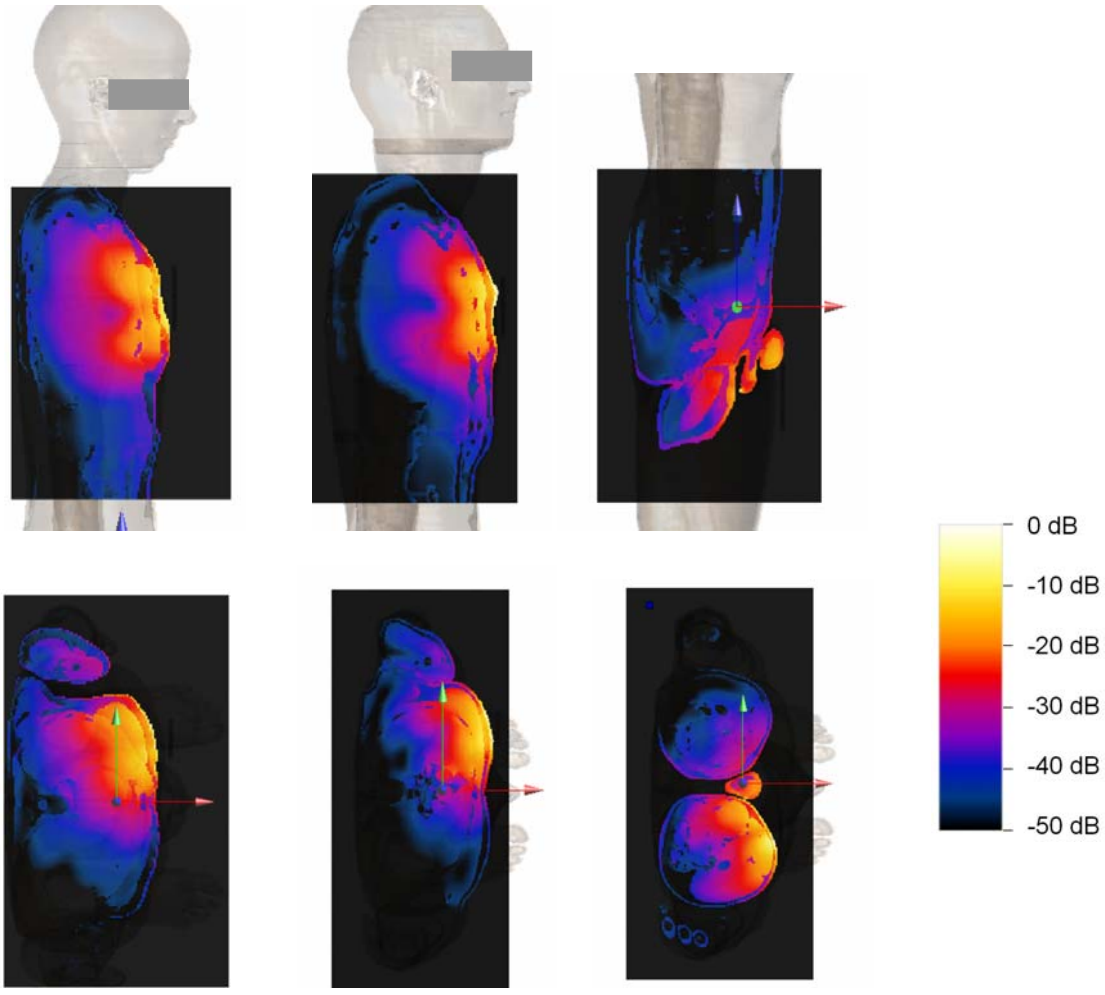


Abbildung 6.8: SAR-Verteilungen (räumlich ungemittelt) in vertikalen (obere Bildreihe) und horizontalen (untere Bildreihe) Schnitten durch das Absorptionsmaximum für die drei betrachteten Expositionssituationen mit dem *Personnel Tag L-TG501.* Unter der theoretischen Annahme einer Sendeleistung von 0,5 mW und eines duty cycles von 1 gilt 0 dB = 4 mW/kg.

Tabelle 6.2 fasst die Berechnungsergebnisse für eine Sendeleistung von 0,5 mW und einen typischen Duty Cycle von 0,008 (1 Burst pro Sekunde), sowie hochgerechnet auf den theoretischen Fall kontinuierlicher Aussendung von 0,5 mW zusammen.

Expositionssituation	$maxSAR_{10g}$ typisch (@ 0,5 mW, Duty Cycle = 0,008)	$maxSAR_{10g}$ theoretisch (@ 0,5 mW, Duty Cycle = 1)
Transponder in Brusttasche (weibliches Körpermodell)	0,35 µW/kg	44 µW/kg
Transponder in Brusttasche (männliches Körpermodell)	0,94 µW/kg	118 µW/kg
Transponder in Hosentasche (männliches Körpermodell)	0,92 µW/kg	115 µW/kg

Tabelle 6.2: Tabellarische Zusammenfassung der maximalen über 10g Gewebe gemittelten SAR für die drei betrachteten Expositionssituationen mit dem *Personnel Tag L-TG501* bei einer Sendeleistung von 0,5 mW, für einen typischen Duty Cycle von 0,008 des Transponders (1 Burst pro Sekunde) , sowie unter der theoretischen Annahme kontinuierlicher Abstrahlung

Es ergeben sich für den untersuchten Transponder demnach extrem geringe Expositionswerte bezüglich der zeitlich über 6 Minuten und über 10g Gewebe gemittelten SAR.

6.1.5 Unsicherheitsbetrachtung

Grundsätzlich können die im vorigen Kapitel zusammengefassten Ergebnisse naturgemäß nur für den untersuchten Transpondertypen und die betrachteten Trageweisen als gültig angesehen werden, wobei auch dafür bereits, aufgrund der Kleinheit der Aussendungen und der dadurch schwierigen Quellenvalidierung, relativ große Unsicherheiten anzunehmen sind. Vernachlässigt man zunächst die nur eingeschränkte (anatomische) Repräsentativität bei nur zwei verwendeten unterschiedlichen Körpermodellen, so können einerseits die Unsicherheit der Quellenvalidierung und andererseits die Unsicherheit der dielektrischen Gewebeparameter als die maßgeblichen Unsicherheitsquellen betrachtet werden. Der Unsicherheitsbeitrag zufolge der Diskretisierung des Rechenraums war gegenüber den genannten anderen Beiträgen vernachlässigbar (< 3%), da die räumliche Auflösung im interessierenden Raumbereich besser oder gleich 1,0 mm gewählt wurde.

Die Unsicherheit der Quellenvalidierung ergibt sich aus dem Vergleich der in Kapitel 6.1.3 beschriebenen Messungen und numerischen Berechnungen zu $\leq$ 6 dB ($\pm$ 33% bezüglich der magnetischen Feldstärkeverteilung). Die Unsicherheit zufolge Variationen der dielektrischen Gewebeparameter wurde für die untersuchten Expositionsszenarien durch Variation um $\pm$ 20% untersucht und ergab Werte $\leq \pm$ 17% (bezogen auf den $maxSAR_{10g}$-Wert). Unter Berücksichtigung der Tatsache, dass die SAR näherungsweise proportional dem Quadrat der äußeren magnetischen Feldstärke ist [65], kann daraus eine Gesamt-Standardunsicherheit im Hinblick auf die SAR von $\leq \pm$ 80% der in Kapitel 6.1.4 dokumentierten Ergebnisse abgeschätzt werden.

Teilweise wesentlich größer als diese Unsicherheit werden sich naturgemäß unterschiedliche Trageweisen und unterschiedliche anatomische Verhältnisse auf das tatsächliche Ausmaß der Exposition in der Praxis auswirken. Die in Kapitel 6.1.4 angenommenen Trageweisen können im Allgemeinen jedoch schon als konservativ angesehen werden. Die zu erwartenden Unsicherheiten zufolge anatomischer Variationen (Gewebeschichtungen) können gemäß [66] in einer Größenordnung von bis zu einem Faktor von ca. 3 liegen.

In Anbetracht der geringen Expositionswerte, die durch derartige Transponder in der Praxis zu erwarten sind (vgl. Tabelle 6.2), spielen die genannten Unsicherheiten jedoch keine strahlenschutztechnisch relevante Rolle.

6.2 Aktive Transponder im Frequenzbereich 868 MHz

Untersucht wurde ein *Aktiver UHF Beacon Tag i-B2 M* (Identec Solutions AG) mit folgenden funktechnischen Spezifikationen (lt. Datenblatt des Herstellers):

Sendefrequenz:	868 MHz
Sendespitzenleistung:	< 1 mW
Burstwiederholzeit:	einstellbar von 0,5 s bis 60 s
Reichweite:	bis 70 m (abhängig vom Lesegerät)

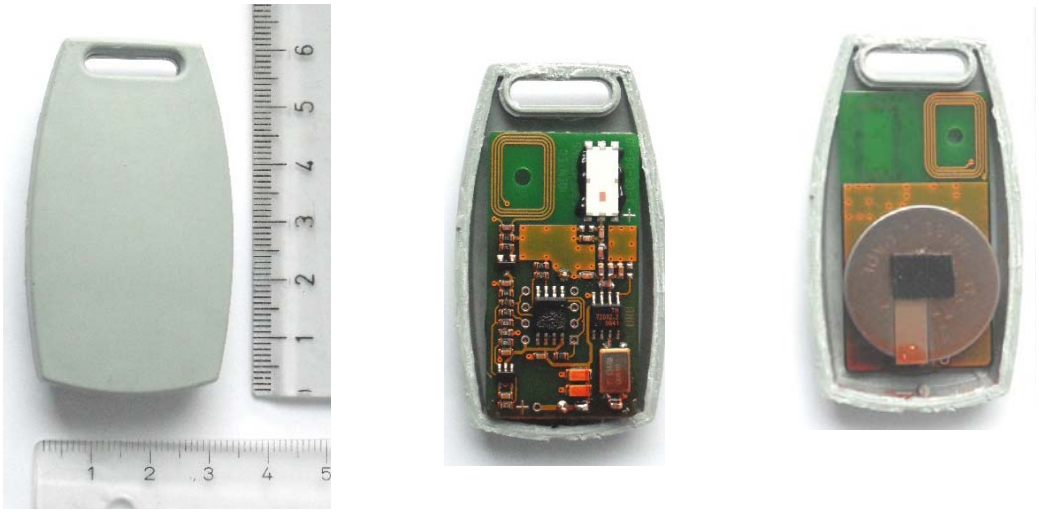


Abbildung 6.9: Untersuchter aktiver Transponder für den Frequenzbereich um 868 MHz

6.2.1 Messtechnische Charakterisierung

Abbildung 6.10 zeigt zunächst das vom untersuchten Transponder ausgesendete Signal im Zeitbereich (Amplituden nur qualitativ). In der für die messtechnischen Untersuchungen verfügbaren Konfiguration wird demnach alle 1,7 s ein ca. 2,2 ms langer HF-Burst abgestrahlt (Duty Cycle < 0,0013).

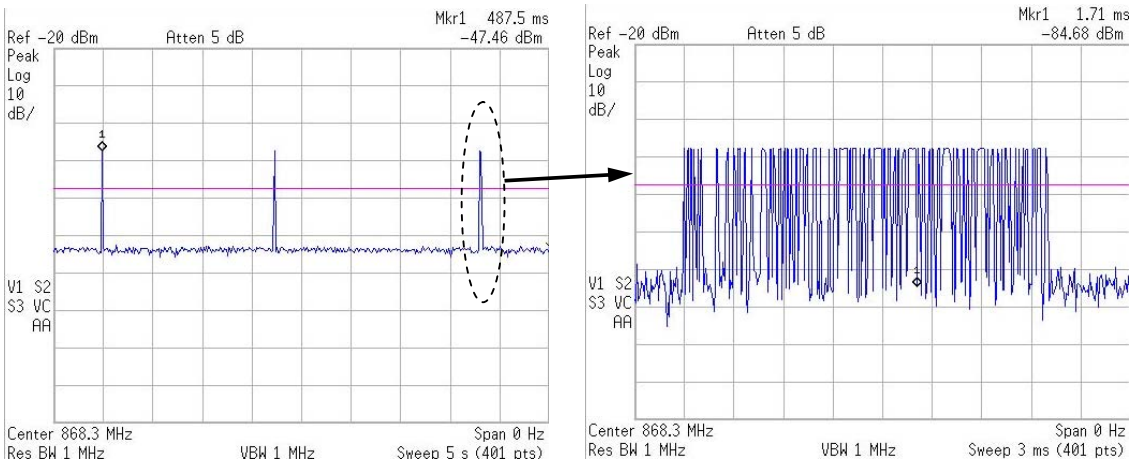


Abbildung 6.10: Zeitliches Abstrahlverhalten des *UHF Beacon Tag i-B2 M* (Amplitude nur qualitativ); links: Aufzeichnungslänge 5 s; rechts: Aufzeichnungslänge 3 ms.

Die EIRP-Spitzensendeleistung wurde messtechnisch zu ca. 0,4 mW bestimmt, die tatsächliche Sendeleistung liegt etwas darunter, wenn ein für kleine Antennen typischer Gewinn im Bereich von ca. 1 - 3 dB angenommen wird.

6.2.2 Numerische Quellenmodellierung

Abbildung 6.11 zeigt das numerische Quellenmodell, das bezüglich der relevanten Strukturen maßtreu vom realen Transponder rekonstruiert wurde.

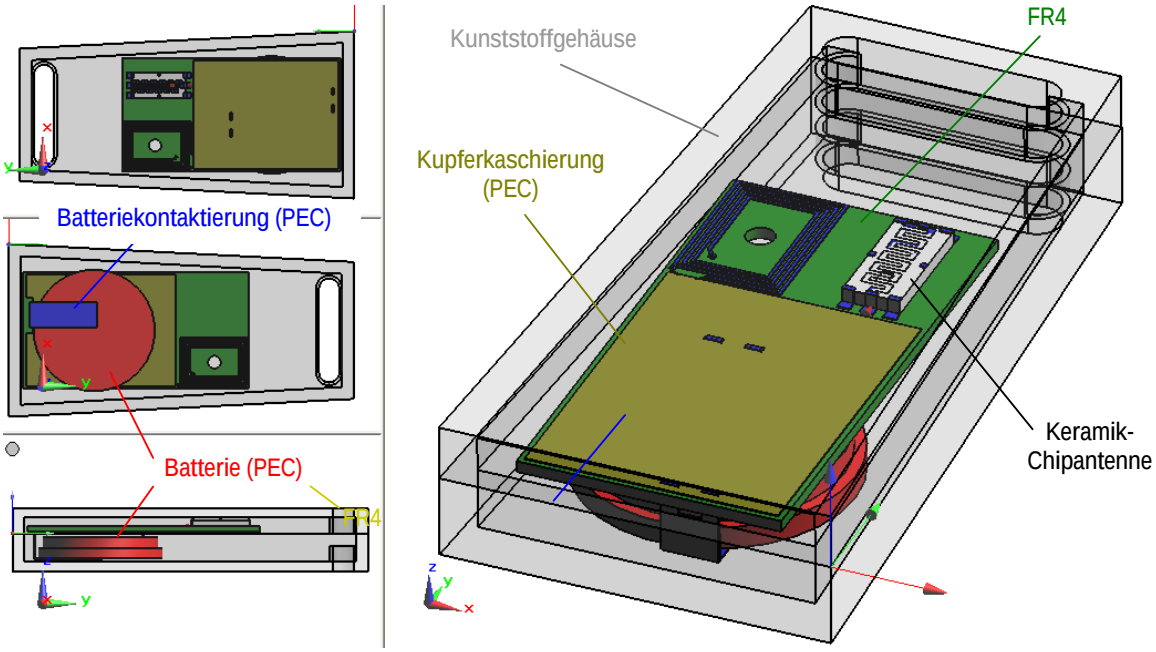


Abbildung 6.11: Vereinfachtes numerisches Modell des *UHF Beacon Tag i-B2 M*

Bei der Antenne des Transponders handelt es sich um eine Keramik-Chipantenne. Im Simulationsmodell wurde sie als entsprechend angepasste, Keramik-umhüllte (ε_r=8) Meanderstruktur nachgebildet. Als Materialeigenschaften des Basismaterials der gedruckten Schaltung (FR4) wurden Werte von $\varepsilon_r = 4{,}4$ und $\tan\delta = 0{,}02$ verwendet. Das Kunststoffgehäuse des Transponders wurde mit $\varepsilon_r = 3{,}5$ und verlustlos ($\tan\delta = 0$) modelliert. Alle anderen Strukturen (Batterien, Leiterbahnen, Masseflächen, etc.,) wurden als ideal metallisch angenommen.

6.2.3 Validierung des numerischen Quellenmodells

Abbildung 6.12 zeigt einen Vergleich der Verteilung der magnetischen Feldstärke (Burst-Spitzenwerte) entlang der Oberfläche (5 mm Distanz) der gedruckten Schaltung des Transponders zwischen dem numerischen Quellenmodell und dem realen Transponder. Auch in diesem Fall, werden durch das vereinfachte numerische Transpondermodell die relevanten Feldstärkemaxima im Rahmen einer Unsicherheit von etwa 6 dB realistisch nachgebildet.

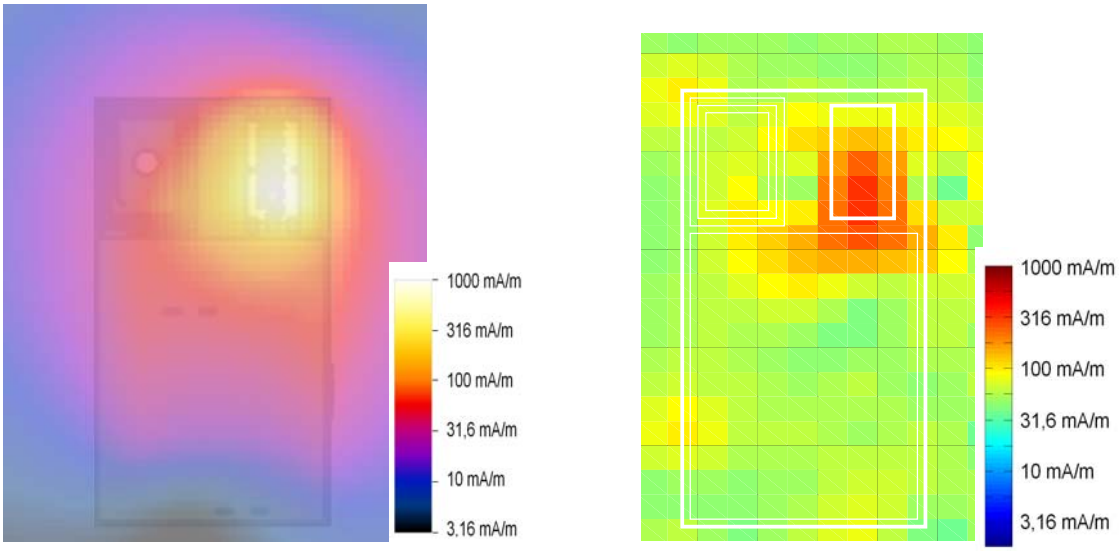


Abbildung 6.12: Vergleich der mit dem realen Transponder gemessenen (rechtes Bild) und mit dem numerischen Quellenmodell simulierten (linkes Bild) Verteilung der magnetischen Feldstärke in 5 mm Abstand zur gedruckten Schaltung

6.2.4 Betrachtete Expositionsszenarien

Abbildung 6.13 illustriert die drei betrachteten realistischen Expositionssituationen mit der Annahme des Tragens des Transponders in der Brust bzw. Hosentasche, wobei bei der Trageweise in der Hosentasche bewusst eine realistische maximale Annäherung des Transponders and die Geschlechtsorgane des männlichen Körpermodells nachgestellt wurde. Der Abstand zwischen dem Transpondergehäuse und der Körperoberfläche liegt dabei jeweils ca. im Bereich zwischen 1 mm und 5 mm, wobei die Ausrichtung des Transponders so gewählt wurde, dass die Antenne der Körperoberfläche zugewandt war.

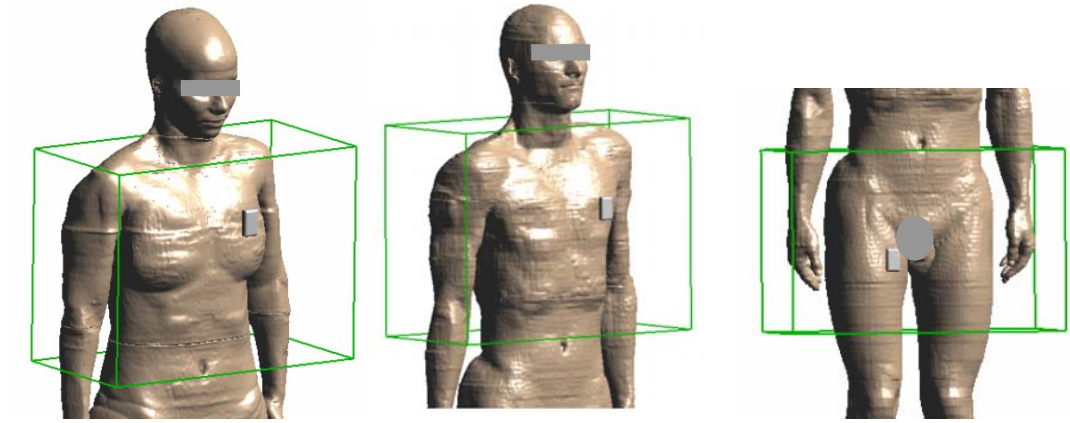


Abbildung 6.13: Die mit dem *UHF Beacon Tag i-B2 M* betrachteten Expositionssituationen

Abbildung 6.14 und Abbildung 6.15 zeigen die Verteilung der (räumlich ungemittelten) SAR auf der Körperoberfläche, sowie in Sagittal- und Horizontalschnitten durch das Absorptionsmaximum.

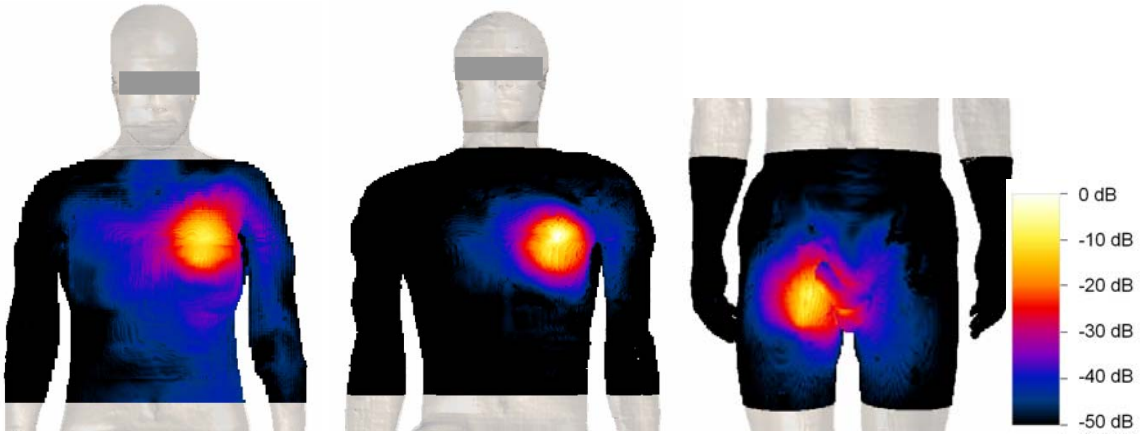


Abbildung 6.14: SAR-Verteilungen (räumlich ungemittelt) an der Körperoberfläche für die drei betrachteten Expositionssituationen mit dem *UHF Beacon Tag i-B2 M.* Unter der theoretischen Annahme einer Sendeleistung von 0,4 mW und eines duty cycles von 1 gilt 0 dB = 350 mW/kg.

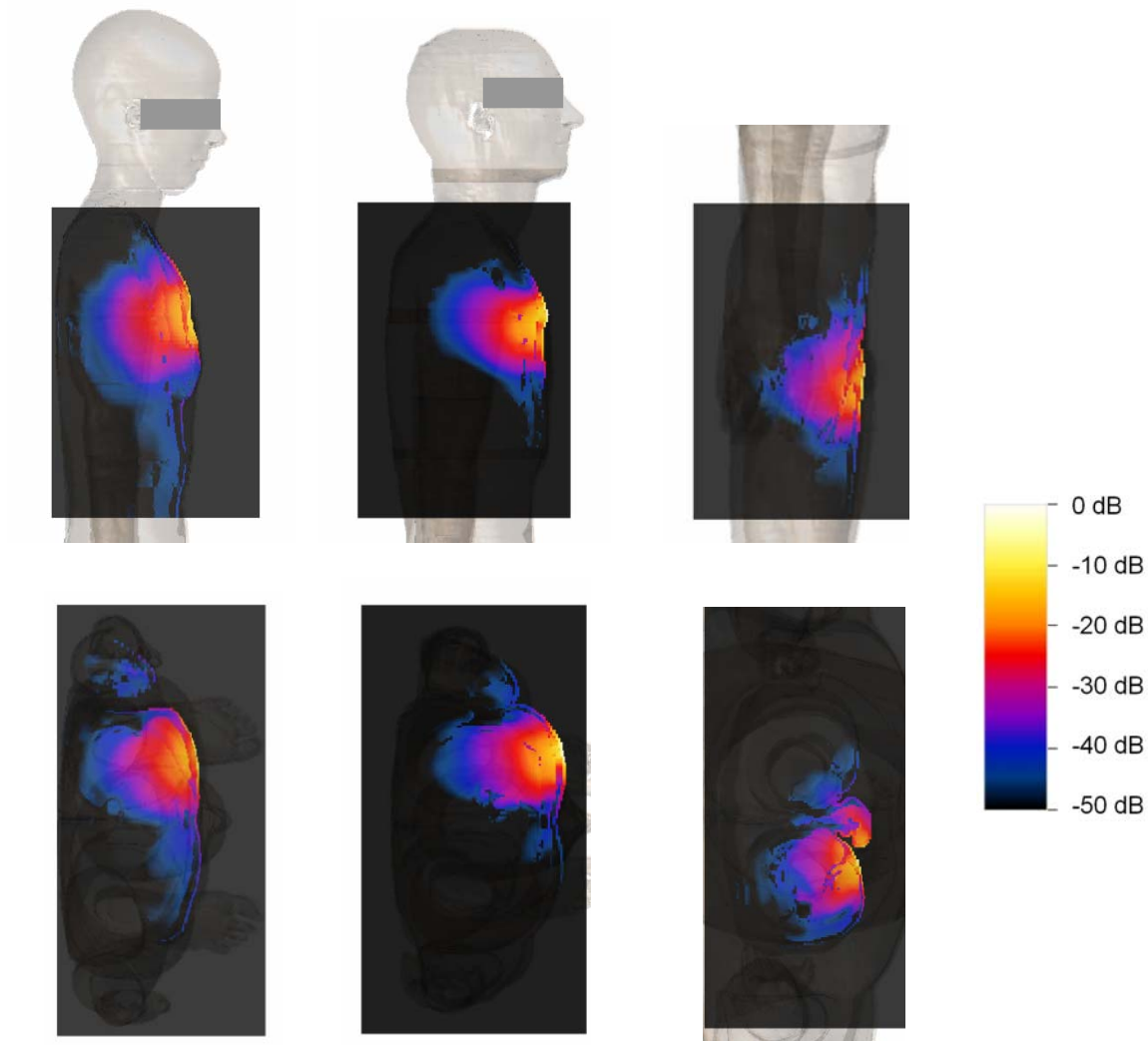


Abbildung 6.15: SAR-Verteilungen (räumlich ungemittelt) in vertikalen (obere Bildreihe) und horizontalen (untere Bildreihe) Schnitten durch das Absorptionsmaximum für die drei betrachteten Expositionssituationen mit dem *UHF Beacon Tag i B2 M.* Unter der theoretischen Annahme einer Sendeleistung von 0,4 mW und eines duty cycles von 1 gilt 0 dB = 350 mW/kg.

Tabelle 6.3 fasst die Berechnungsergebnisse für eine Sendespitzenleistung von 0,4 mW und einen typischen Duty Cycle von 0,002 (1 Burst pro Sekunde), sowie hochgerechnet auf den theoretischen Fall kontinuierlicher Aussendung von 0,4 mW zusammen.

Expositionssituation	$maxSAR_{10g}$ typisch (@ 0,4 mW, Duty Cycle = 0,002)	$maxSAR_{10g}$ theoretisch (@ 0,4 mW, Duty Cycle = 1)
Transponder in Brusttasche (weibliches Körpermodell)	3,28 µW/kg	1,64 mW/kg
Transponder in Brusttasche (männliches Körpermodell)	7,88 µW/kg	3,94 mW/kg
Transponder in Hosentasche (männliches Körpermodell)	19,44 µW/kg	9,72 mW/kg

Tabelle 6.3: Tabellarische Zusammenfassung der maximalen über 10g Gewebe gemittelten SAR für die drei betrachteten Expositionssituationen mit dem *UHF Beacon Tag i-B2 M* bei einer Sendeleistung von 0,4 mW, für einen typischen Duty Cycle von 0,002 (1 Burst pro Sekunde), sowie unter der theoretischen Annahme kontinuierlicher Abstrahlung

Es ergeben sich demnach auch für diesen Transponder extrem geringe Expositionswerte bezüglich der zeitlich über 6 Minuten und über 10g Gewebe gemittelten SAR.

6.2.5 Unsicherheitsbetrachtung

Auch hier gilt naturgemäß, dass die im vorigen Kapitel zusammengefassten Ergebnisse grundsätzlich nur für den untersuchten Transpondertypen und betrachteten Trageweisen als gültig angesehen werden können. Hinsichtlich der maßgeblichen Unsicherheitsquellen gilt das in Kapitel 6.1.5 erwähnte.

Unter diesen auch hier gültigen Gegebenheiten, ergibt sich die Unsicherheit der Quellenvalidierung aus dem Vergleich der in Kapitel 6.2.3 beschriebenen Messungen und numerischen Berechnungen zu $\leq$ 6 dB ($\pm$ 33% bezüglich der mittleren magnetischen Feldstärke). Die Unsicherheit zufolge Variationen der dielektrischen Gewebeparameter wurde für die untersuchten Expositionsszenarien durch Variation um ± 20% untersucht und ergab Werte $\leq$ ± 15% (bezogen auf den $maxSAR_{10g}$-Wert). Unter Berücksichtigung der Tatsache, dass die SAR näherungsweise proportional dem Quadrat der äußeren magnetischen Feldstärke ist [65], kann daraus eine Gesamt-Standardunsicherheit im Hinblick auf die SAR von $\leq$ ± 79% der in Kapitel 6.2.4 dokumentierten Ergebnisse abgeschätzt werden.

Teilweise wesentlich größer als diese Unsicherheit werden sich naturgemäß unterschiedliche Trageweisen und unterschiedliche anatomische Verhältnisse auf das tatsächliche Ausmaß der Exposition in der Praxis auswirken. Die in Kapitel 6.2.4 angenommenen Trageweisen können im Allgemeinen jedoch schon als konservativ angesehen werden. Die zu erwartenden Unsicherheiten zufolge anatomischer Variationen (Gewebeschichtungen) können gemäß [66] in einer Größenordnung von bis zu einem Faktor von ca. 3 liegen.

In Anbetracht der geringen Expositionswerte, die durch derartige Transponder in der Praxis zu erwarten sind (vgl. Tabelle 6.3), spielen die genannten Unsicherheiten jedoch keine strahlenschutztechnisch relevante Rolle.

6.3 Aktive Transponder im Frequenzbereich 2,45 GHz

Untersucht wurde ein *SYTAG245-2C* (SYRIS Technologies Corp.) mit folgenden funktechnischen Spezifikationen (lt. Datenblatt des Herstellers):

Sendefrequenz:	2,40-2,48 GHz
Sendespitzenleistung:	< 1 mW
Burstwiederholzeit:	variabel programmierbar
Reichweite:	bis 125 m

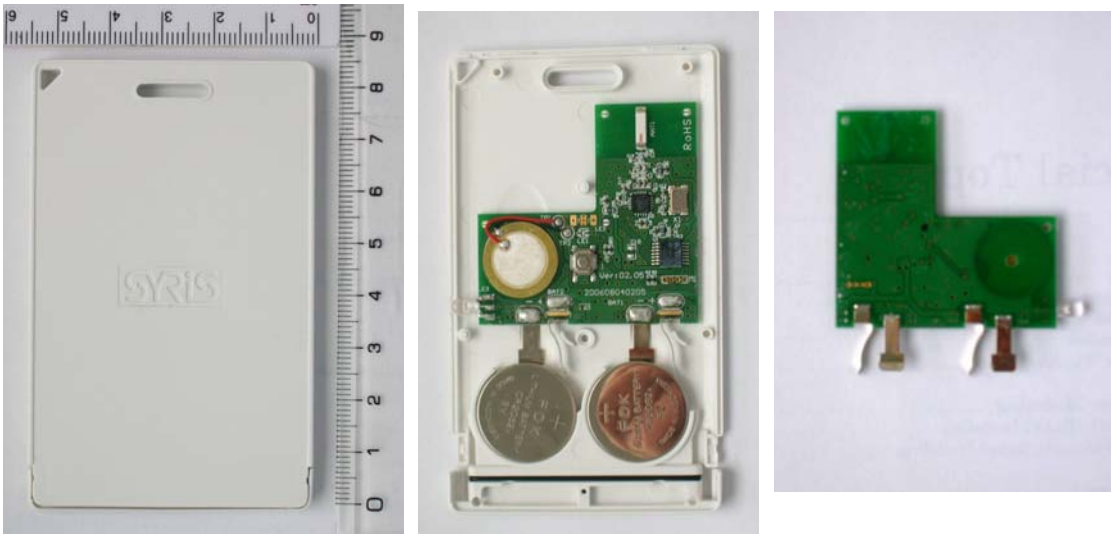


Abbildung 6.16: Untersuchter aktiver Transponder für den Frequenzbereich um 2,45 GHz

6.3.1 Messtechnische Charakterisierung

Abbildung 6.17 zeigt das vom untersuchten Transponder ausgesendete Signal im Zeitbereich (Amplituden nur qualitativ). Für diesen Transponder wurde uns von der Fa. Elatec GmbH (deutscher Vertriebspartner des Tag-Herstellers) freundlicherweise auch die zugehörige Programmierumgebung zur Verfügung gestellt, wodurch die Einstellung eines relativ großen Duty Cycles von 0,07 möglich war (vgl. Abbildung 6.17). In dieser, der Nahfeldmessung im Vergleich zu sehr geringen Duty Cycles wesentlich besser zugänglichen Konfiguration wird ca. alle 10 ms ein ca. 0,7 ms langer HF-Burst abgestrahlt (Abbildung 6.17).

Die EIRP-Spitzensendeleistung wurde messtechnisch zu ca. 1,1 mW bestimmt, die tatsächliche Sendeleistung wird demnach etwas darunter liegen, wenn ein für kleine Antennen typischer Gewinn im Bereich von ca. 1 - 3 dB angenommen wird.

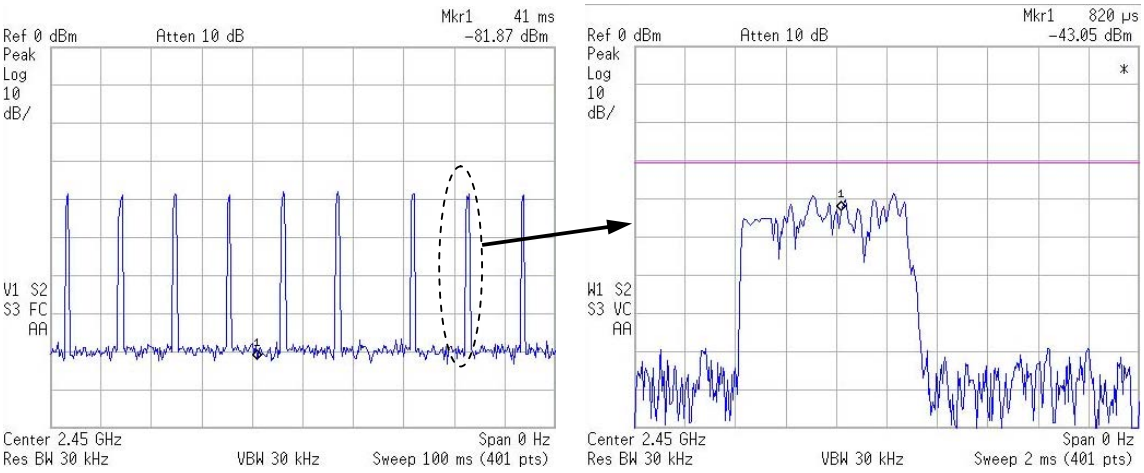


Abbildung 6.17: Zeitliches Abstrahlverhalten des *SYTAG245-2C* (Amplitude nur qualitativ);
links: Aufzeichnungslänge 100 ms; rechts: Aufzeichnungslänge 2 ms.

6.3.2 Numerische Quellenmodellierung

Abbildung 6.18 zeigt das numerische Quellenmodell, das bezüglich der relevanten Strukturen maßtreu vom realen Transponder rekonstruiert wurde.

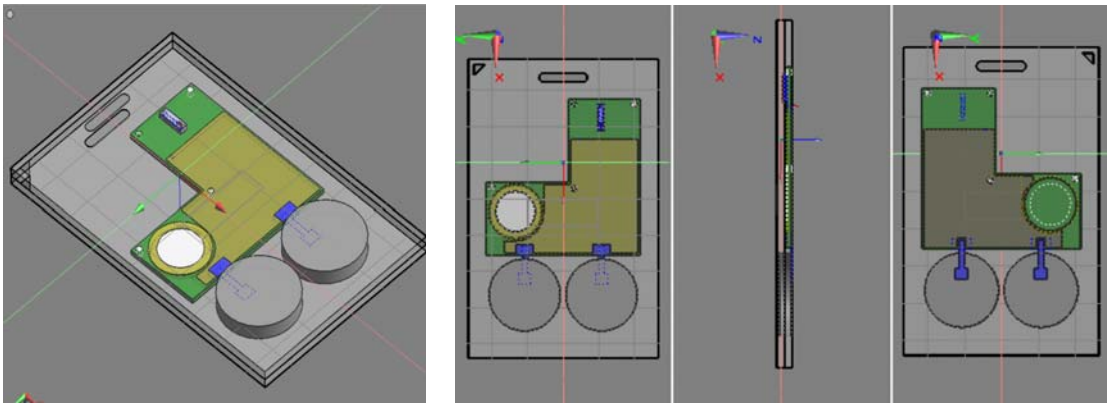


Abbildung 6.18: Vereinfachtes numerisches Modell des *SYTAG245-2C*

Als Antenne wird bei diesem Transponder wieder eine Keramik-Chipantenne eingesetzt. Als Materialeigenschaften des Basismaterials der gedruckten Schaltung (FR4) wurden die Werte von $\varepsilon_r = 4{,}4$ und $\tan\delta = 0{,}03$ verwendet. Das Kunststoffgehäuse des Transponders wurde mit $\varepsilon_r = 3{,}5$ und verlustlos ($\tan\delta = 0$) modelliert. Alle anderen Strukturen (Batterien, Leiterbahnen, Masseflächen, etc.,) wurden als ideal metallisch leitfähig angenommen.

6.3.3 Validierung des numerischen Quellenmodells

Abbildung 6.19 zeigt einen Vergleich der Verteilung der magnetischen Feldstärke (Burst-Spitzenwerte entlang der Oberfläche der gedruckten Schaltung des Transponders (5 mm Distanz) zwischen dem numerischen Quellenmodell und dem realen Transponder. Auch in diesem Fall, werden durch das vereinfachte numerische Transpondermodell die relevanten Feldstärkemaxima im Rahmen einer Unsicherheit von etwa 6 dB realistisch nachgebildet.

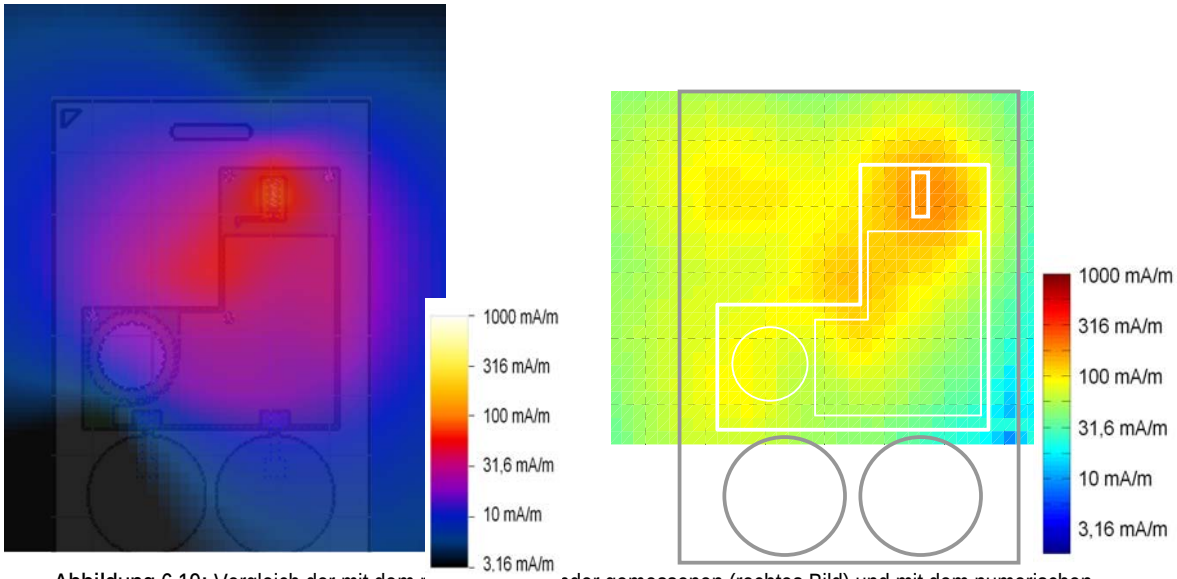


Abbildung 6.19: Vergleich der mit dem realen Transponder gemessenen (rechtes Bild) und mit dem numerischen Quellenmodell simulierten (linken Bild) Verteilung der magnetischen Feldstärke in 5 mm Abstand zur gedruckten Schaltung

6.3.4 Betrachtete Expositionsszenarien

Abbildung 6.20 illustriert die drei betrachteten realistischen Expositionssituationen mit der Annahme des Tragens des Transponders in der Brust bzw. Hosentasche, wobei bei der Trageweise in der Hosentasche bewusst eine realistische maximale Annäherung des Transponders an die Geschlechtsorgane des männlichen Körpermodells nachgestellt wurde. Der Abstand zwischen dem Transpondergehäuse und der Körperoberfläche liegt dabei jeweils ca. im Bereich zwischen 1 mm und 5 mm, wobei die Ausrichtung des Transponders so gewählt wurde, dass die Antenne der Körperoberfläche zugewandt war.

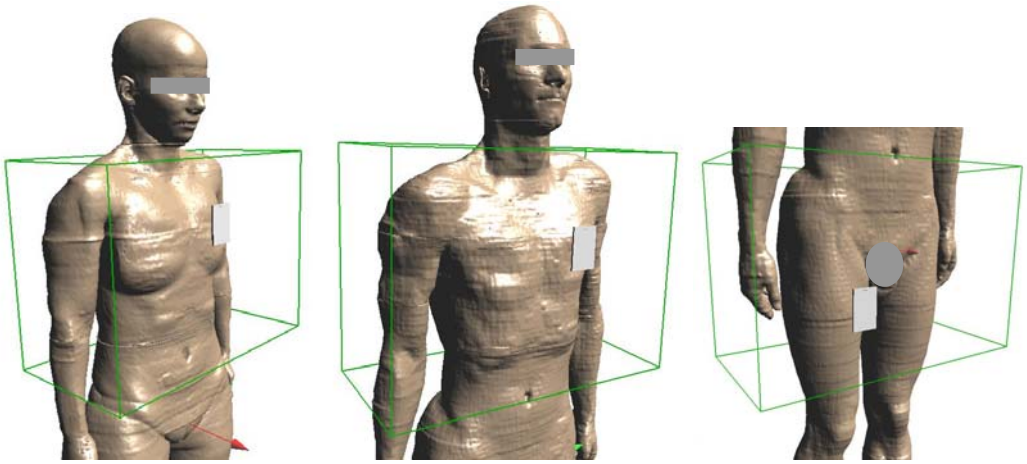


Abbildung 6.20: Die mit dem *SYTAG245-2C* betrachteten Expositionssituationen

Abbildung 6.21 und Abbildung 6.22 zeigen die Verteilung der (räumlich ungemittelten) SAR auf der Körperoberfläche, sowie in Sagittal- und Horizontalschnitten durch das Absorptionsmaximum.

Abbildung 6.21: SAR-Verteilungen (räumlich ungemittelt) an der Körperoberfläche für die drei betrachteten Expositionssituationen mit dem *SYTAG245-2C.* Unter der theoretischen Annahme einer Sendeleistung von 1 mW und eines duty cycles von 1 gilt 0 dB = 600 mW/kg.

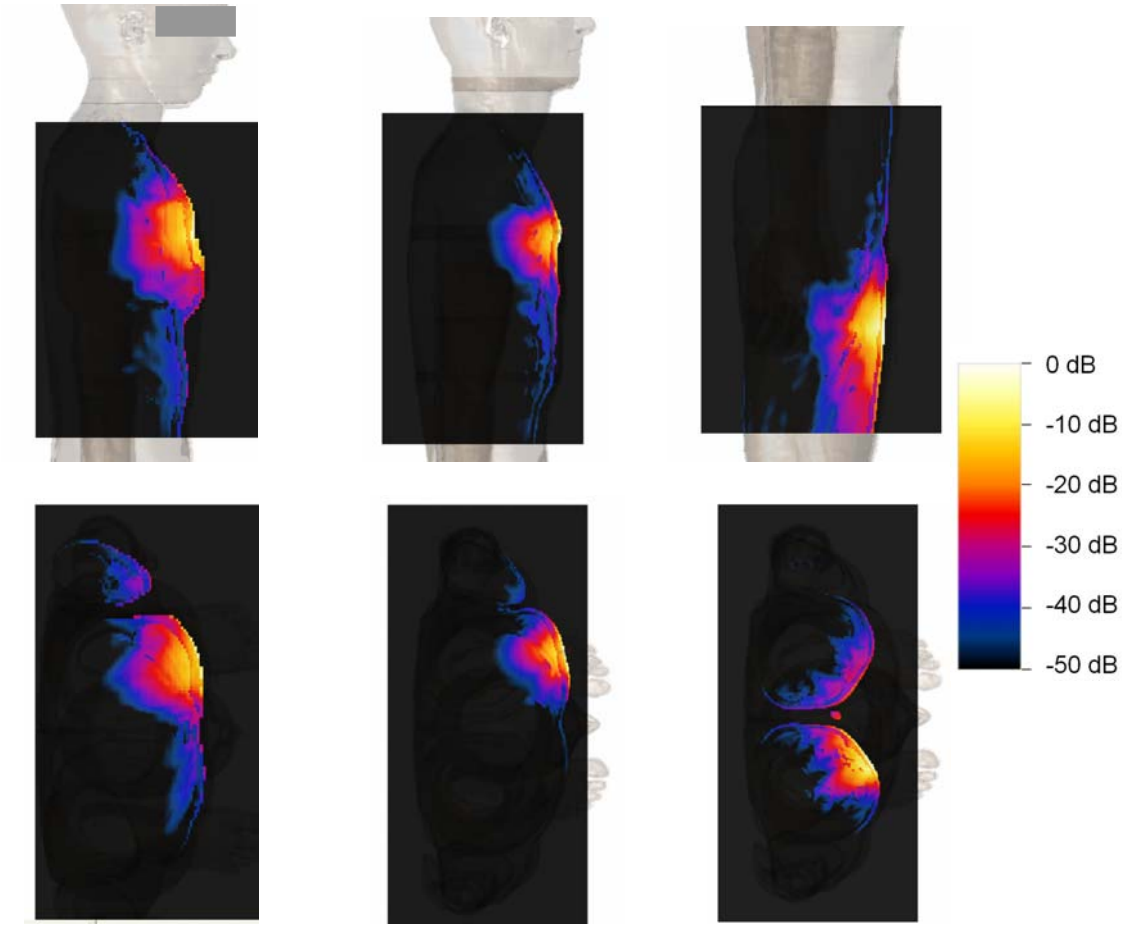


Abbildung 6.22: SAR-Verteilungen (räumlich ungemittelt) in vertikalen (obere Bildreihe) und horizontalen (untere Bildreihe) Schnitten durch das Absorptionsmaximum für die drei betrachteten Expositionssituationen mit dem *SYTAG245-2C.* Unter der theoretischen Annahme einer Sendeleistung von 1 mW und eines duty cycles von 1 gilt 0 dB = 600 mW/kg.

Tabelle 6.4 fasst die Berechnunsgergebnisse für eine Sendeleistung von 1 mW und einen Duty Cycle von 0,0007 (1 Burst pro Sekunde), sowie hochgerechnet auf den theoretischen Fall kontinuierlicher Aussendung von 1 mW zusammen.

Expositionssituation	$maxSAR_{10g}$ typisch (@ 1 mW, Duty Cycle = 0,0007)	$maxSAR_{10g}$ theoretisch (@ 1 mW, Duty Cycle = 1)
Transponder in Brusttasche (weibliches Körpermodell)	3,41 µW/kg	4,88 mW/kg
Transponder in Brusttasche (männliches Körpermodell)	10,4 µW/kg	14,9 mW/kg
Transponder in Hosentasche (männliches Körpermodell)	5,24 µW/kg	7,48 mW/kg

Tabelle 6.4: Tabellarische Zusammenfassung der maximalen über 10g Gewebe gemittelten SAR für die drei betrachteten Expositionssituationen mit dem *SYTAG245-2C* bei einer Sendeleistung von 1 mW, für einen Duty Cycle von 0,0007 des Transponders (1 Burst pro Sekunde), sowie unter der theoretischen Annahme kontinuierlicher Abstrahlung (Duty Cycle =1)

Es ergeben sich demnach auch für diesen Transponder geringe Expositionswerte bezüglich der zeitlich über 6 Minuten und über 10g Gewebe gemittelten SAR.

6.3.5 Unsicherheitsbetrachtung

Auch hier gilt naturgemäß, dass die im vorigen Kapitel zusammengefassten Ergebnisse grundsätzlich nur für den untersuchten Transpondertypen und betrachteten Trageweisen als gültig angesehen werden können. Hinsichtlich der maßgeblichen Unsicherheitsquellen gilt das in Kapitel 6.1.5 erwähnte.

Unter diesen auch hier gültigen Gegebenheiten, ergibt sich die Unsicherheit der Quellenvalidierung aus dem Vergleich der in Kapitel 6.3.3 beschriebenen Messungen und numerischen Berechnungen zu $\leq$ 6 dB ($\pm$ 33% bezüglich der mittleren magnetischen Feldstärke). Die Unsicherheit zufolge Variationen der dielektrischen Gewebeparameter wurde für die untersuchten Expositionsszenarien durch Variation um ± 20% untersucht und ergab Werte $\leq$ ± 14% (bezogen auf den $maxSAR_{10g}$-Wert). Unter Berücksichtigung der Tatsache, dass die SAR näherungsweise proportional dem Quadrat der äußeren magnetischen Feldstärke ist [65], kann daraus eine Gesamt-Standardunsicherheit im Hinblick auf die SAR von $\leq$ ± 78% der in Kapitel 6.3.4 dokumentierten Ergebnisse abgeschätzt werden.

Teilweise wesentlich größer als diese Unsicherheit werden sich naturgemäß unterschiedliche Trageweisen und unterschiedliche anatomische Verhältnisse auf das tatsächliche Ausmaß der Exposition in der Praxis auswirken. Die in Kapitel 6.3.4 angenommenen Trageweisen können im Allgemeinen jedoch schon als konservativ angesehen werden. Die zu erwartenden Unsicherheiten zufolge anatomischer Variationen (Gewebeschichtungen) können gemäß [66] in einer Größenordnung von bis zu einem Faktor von ca. 3 liegen.

In Anbetracht der extrem geringen Expositionswerte, die durch derartige Transponder in der Praxis zu erwarten sind (vgl. Tabelle 6.4), spielen die genannten Unsicherheiten jedoch keine strahlenschutztechnisch relevante Rolle.

7 EXPOSITION DURCH PASSIVE TRANSPONDER

Passive und semi-passive Transponder verwenden definitionsgemäß keinerlei am Transponder lokalisierte Energieversorgung für die Kommunikation zum Lesegerät. D.h., die für die Uplink-Übertragung notwendige Energie wird zur Gänze aus dem Feld des Lesegerätes gewonnen. Insofern liegt zunächst der Gedanke nahe, dass passive oder semi-passive Transponder zu keiner höheren Exposition von Personen führen können, als dies ohnehin durch das Feld des Lesegerätes der Fall ist. Im Gegenteil, da naturgemäß für die Uplink-Kommunikation Energiefluss vom Transponder zum Lesegerät stattfindet und diese Energie vom Lesegerät stammt, ist sogar davon auszugehen, dass eine Person mit am Körper getragenen passivem oder semi-passivem Transponder im Feldbereich eines Lesegerätes weniger exponiert wird, als eine Person ohne Transponder, da die Elektronik am Transponder nicht verlustfrei arbeiten kann.
Trotz dieser aus allgemein physikalischer Sicht grundsätzlich richtigen Überlegungen bestehen jedoch berechtigte Fragen hinsichtlich Details im Zusammenhang mit der Frequenzabhängigkeit der Basiswerte [7] und deren Eigenschaft als räumlich und/oder zeitlich gemittelte Größen (SAR oder Stromdichte). Beispielsweise ist die Beantwortung der Frage, ob durch am Körper getragene Transponder eine lokale Konzentration der SAR oder der Stromdichte im Vergleich zur Exposition durch das Leserfeld alleine hervorgerufen werden kann, und daraus vielleicht eine höhere Exposition relativ zum über 10g Gewebe oder über 1 cm^2 Querschnitt gemittelten Basiswert resultiert, nicht einfach beantwortet werden. Ein weiteres Beispiel betrifft die Uplink-Übertragung mit sub-harmonischen Verfahren. Eine allgemeine Frequenzabhängigkeit der Basiswerte vorausgesetzt, wäre es dabei zumindest theoretisch möglich, dass die Exposition durch den Transponder (relativ zu den Basis- oder Referenzwerten) höher ist, als durch das Lesegerät. Schließlich stellt sich die Frage, ob bei sequentiellen Verfahren die Möglichkeit einer im Vergleich zum Leserfeld höheren Spitzenbelastung durch Transponder besteht, in dem die während einer relativ langen Downlink-Phase im Transponder akkumulierte Energie innerhalb einer relativ kurzen Uplink-Phase emittiert wird.

Im Folgenden werden daher einige Ergebnisse und Überlegungen zu den oben aufgeworfenen Fragen aus strahlenschutztechnischer Sicht präsentiert.

7.1 Induktiv gekoppelte 13,56 MHz Transponder

In der Kategorie passiver bzw. semi-passiver Transponder, die in der Praxis unmittelbar am Körper getragen bzw. verwendet werden können, stellen die induktiv gekoppelten Transponder bei 13,56 MHz die mit Abstand häufigste Gruppe dar. Fast alle gegenwärtig verbreiteten Zutrittskontrollsysteme verwenden diese Technologie (zumeist nach ISO 14443 oder ISO 15693) und die gängigsten Transponderformen dabei sind die *Contactless Smart Card* im Scheckkartenformat und Papier/Laminat-Tickets (z.B. Zutritt zum Schilift). Diese Technologien verwenden fast ausschließlich Lastmodulation mit Hilfsträger zur Uplink-Kommunikation. Aufgrund des nur geringfügigen Frequenzabstandes zwischen Haupt- und Hilfsträger (typ. 848 kHz nach ISO 14443) und der Frequenzunabhängigkeit des SAR-Basiswertes im Frequenzbereich ab 10 MHz [7] verbleibt in diesem Fall nur die Frage nach einer möglichen Konzentration der SAR im Nahbereich des Transponders.

7.1.1 Modellierung des Transponders

Der Aufbau von induktiv gekoppelten Transpondern ist relativ einfach. Die Empfangs/sendespule besteht aus typ. 4-7 Windungen entlang der äußeren Begrenzung des Transponders. An ihren Klemmen sitzt direkt eine einfache Eingangsschaltung (Gleichrichter und Spannungsregler) und der RFID-Chip. Die von der Spule aus gesehene Lastimpedanz liegt typischer Weise im unteren einstelligen kΩ-Bereich [1]. Um die Auswirkung der in der Transponderspule entstehenden Ströme auf die Gesamtexposition zu analysieren wurden numerische Berechnungen (FDTD) für die Situation eines in der Brusttasche getragenen

Transponders durchgeführt, wobei zwei unterschiedliche Orientierungen der generischen Lesegerät-Antenne betrachtet wurden (Abbildung 7.1). Einmal steht die Person frontal zur Readerantenne (Transponderspule und Readerantenne parallel ausgerichtet, Abbildung 7.1, links) und einmal seitlich neben der Readerantenne (Transponderspule und Readerantenne orthogonal zueinander ausgerichtet, Abbildung 7.1, rechts). In den Berechnungen wurde ein konstanter Strom von 1 A in der Readerantenne eingeprägt. Bezüglich des Transponders wurden, unter Beibehaltung des exakt gleichen Rechengitters, drei unterschiedliche Fälle betrachtet, wobei die Transponderspule realitätsnah in Scheckkartengröße mit 6 Windungen modelliert wurde

- Transponderspulenlastimpedanz 1 kΩ
- Transponderspule kurzgeschlossen
- Transponderspule im Leerlauf (entspricht aufgrund fehlender Gegeninduktions-wirkung auch dem Fall der Exposition ohne Transponder)

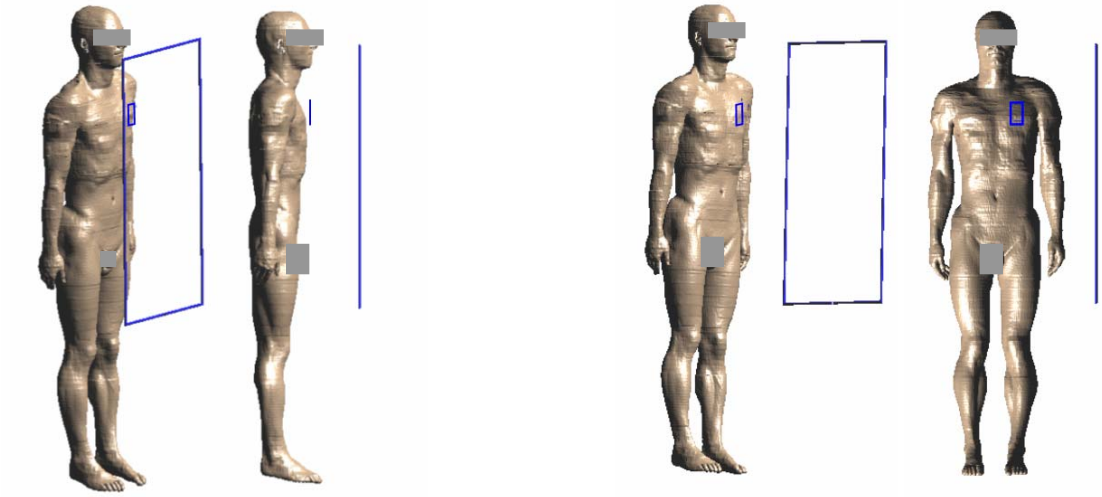


Abbildung 7.1: Betrachtete Szenarien zur Analyse der Exposition passiver 13,56 MHz Transponder.

Tabelle 7.1 fasst die Berechnungsergebnisse zusammen. Es zeigt sich erwartungsgemäß, dass die Exposition durch die Anwesenheit des Transponders und die damit verbundene Gegeninduktionswirkung im Allgemeinen geringfügig reduziert, keinesfalls aber erhöht wird. Je schwächer die Kopplung zwischen Lesegerät und Transponder, desto geringer fällt die Reduzierung der Exposition erwartungsgemäß aus.

Transponderlastimpedanz	max SAR10g @ 1A Readerantennenstrom	
	frontal zur Readerantenne	seitlich zur Readerantenne
1 kΩ	36,1 mW/kg	16,0 mW/kg
Kurzschluss	31,7 mW/kg	10,4 mW/kg
Leerlauf	39,2 mW/kg	16,1 mW/kg

Tabelle 7.1: Tabellarische Zusammenfassung der maximalen über 10g Gewebe gemittelten SAR für die betrachteten Expositionssituationen mit einem passiven Transponder.

Die in Tabelle 7.1 angeführten maxSAR10g Werte beziehen sich auf den gesamten Körper, d.h., nicht speziell auf den Nahbereich des Transponders. Für die Situation mit frontaler Readerantenne tritt der maxSAR10g Wert, unabhängig von den Lastimpedanzverhältnissen im Transponder, immer linksseitig im Berührungsbereich zwischen innerem Oberschenkel und Skrotum auf, im Fall der seitlichen Befeldung in dem der Readerantenne zugewandten Achselhöhle (Berührungsbereich zwischen Oberarm und Brustkorb). Die Rückwirkung des Transponders bei endlichen Lastimpedanzen führt demnach zu einer merkbaren Reduktion des Gesamt-Readerfeldes und nicht nur zu einer Reduzierung der Absorption direkt unterhalb des Transponders (Abbildung 7.2).

Abbildung 7.2 veranschaulicht den Effekt geringerer Absorption bei Anwesenheit des Transponders auch für die lokalen Absorptionsverhältnisse auf der Körperoberfläche direkt unter dem Transponder. Die dabei zu erkennenden ringförmigen Konturen in den Absorptionsbildern sind eine Folge der Diskretisierung der Körperoberfläche (Stufeneffekt). Für den zu zeigenden Effekt der Feldschwächung durch den Transponder ist dies hier, aufgrund des immer exakt gleich gewählten Rechengitters, aber ohne Belang.

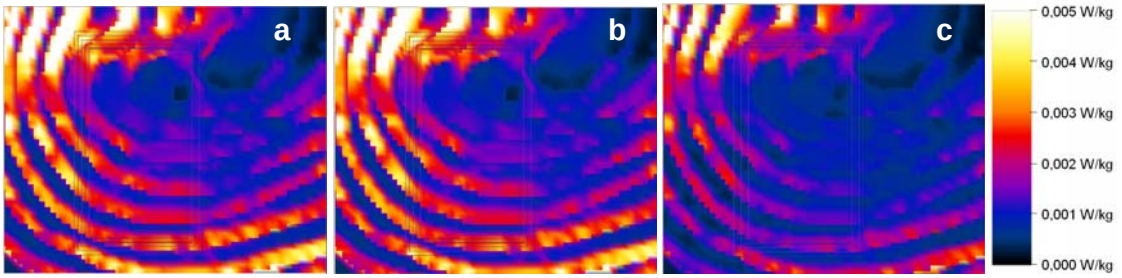


Abbildung 7.2: SAR Verteilung an der Körperoberfläche direkt unter dem Transponder.
a: Leerlauf, b: 1kΩ Lastimpedanz, c: Kurzschluss

Aufgrund des gleichen physikalischen Prinzips, können die oben angeführten Überlegungen auch für induktiv gekoppelte RFID-Systeme mit niedrigeren Arbeitsfrequenzen (z.B., im 125 kHz-Bereich) als gültig angesehen werden.

7.2 Verhältnisse bei subharmonischen Verfahren

Subharmonische Verfahren mit am Körper getragenen Transpondern kommen, wenn überhaupt, nur bei Systemen im Frequenzbereich um 125 kHz zum Einsatz, z.B., 128 kHz mit 64 kHz Uplink-Frequenz [1]. Da die Basiswerte gemäß [7]. im Frequenzbereich zwischen 1 kHz und 10 MHz proportional zur Frequenz ansteigen (d.h., in Richtung niedrigerer Frequenzen kleiner werden), könnte auf den ersten Blick gemutmaßt werden, dass bei subharmonischen Verfahren, der Transponder eventuell zu einer relativ höheren Exposition führt, als beispielsweise bei den oben behandelten Verfahren der Lastmodulation mit Hilfsträger. Allerdings folgt das für die Exposition, d.h., für die Induktion von Körperströmen maßgebliche Induktionsgesetz ebenfalls einer frequenzproportionalen Abhängigkeit in der Form, dass höhere Frequenzen, bei sonst gleichen Expositionsverhältnissen, zu proportional höheren Körperströmen führen. Umgelegt auf die oben angeführten Verhältnisse bei subharmonischen Verfahren mit Downlink-Frequenz f_D und Uplink-Frequenz f_U, bedeutet dies, dass die Basiswerte im Frequenzbereich des Uplink-Signals zwar um den Faktor f_D / f_U niedriger sind als im Frequenzbereich des Downlink-Signals, allerdings ist gleichzeitig auch zu erwarten, dass die Induktion von Körperströmen um den gleichen Faktor f_D / f_U reduziert ist. Aus diesem Grund kann davon ausgegangen werden, dass subharmonische Verfahren im Hinblick auf die Exposition durch passive bzw. semi-passive Transponder keiner Sonderbehandlung aus strahlenschutztechnischer Sicht bedürfen.

7.3 Verhältnisse bei sequentiellen Verfahren

Bei sequentiellen Verfahren stellt sich die Frage nach der Möglichkeit einer im Vergleich zum Leserfeld höheren Spitzenbelastung durch Transponder, in dem die während einer relativ langen Downlink-Phase im Transponder akkumulierte Energie innerhalb einer relativ kurzen Uplink-Phase emittiert wird. In der Praxis existieren gegenwärtig prinzipiell zwei unterschiedliche Ausprägungen sequentieller Verfahren, nämlich einerseits bei manchen induktiv gekoppelten Systemen im Frequenzbereich < 135 kHz und andererseits im Mikrowellenbereich beim Einsatz von Oberflächenwellen-Transpondern [1].

7.3.1 Induktiv gekoppelte Transponder bei sequentiellen Verfahren

Nach gegenwärtigem Kenntnisstand sind keine derartigen Transponder bekannt, die am Körper von Personen getragen werden. Am häufigsten kommen sequentielle Transponder induktiv gekoppelter RFID-Systeme im Bereich der Tieridentifikation zum Einsatz (ISO/IEC 11785). Gemäß dem genannten Standard steht dabei eine 50 ms lange Ladephase (aktiviertes Readerfeld) zur Verfügung. Nach diesen 50 ms schaltet der Leser sein Feld ab und ein im Ansprechbereich befindlicher Transponder hat danach 3 ms Zeit mit der Uplink-Übertragung zu beginnen, die bis zu max. 20 ms dauern kann.
Abgesehen von diesem standardisierten Verfahren sind aber theoretisch auch längere Ladephasen und auch kürzere Sendezeiten des Transponders möglich. D.h., zumindest theoretisch, unter der Annahme der Verwendung derartiger Transponder am Körper von Personen, besteht die eingangs erwähnte Frage zu Recht. Eine konkrete quantitative Aussage im Hinblick auf die Exposition von Personen ist gegenwärtig mangels konkreter Anwendungen (Transponder) jedoch nicht möglich.

7.3.2 Sequentielle Oberflächenwellen- und Mikrowellen-Transponder

Auch wenn gegenwärtig keine Anwendungen bzw. Systeme bekannt sind, die das Tragen von Oberflächenwellen-Transpondern direkt am Körper vorsehen, können dazu einige grundlegende Überlegungen angestellt werden. Ein passiver Oberflächenwellen-Transponder nimmt Mikrowellenenergie (z.B. 2,45 GHz) aus dem Leserfeld auf und strahlt diese Energie zeitversetzt (sequentiell) zum Leser zurück. Anders als im Niederfrequenzbereich sind hier Überlegungen hinsichtlich einer zeitlichen „Bündelung innerhalb kurzer Impulse“ der wieder abgestrahlten Energie irrelevant, da im Mikrowellenbereich nach gegenwärtigem Kenntnisstand nur zeitlich (über 6 Minuten) gemittelte Expositionswerte relevant sind. Allerdings kann man sich die Frage nach möglichen räumlichen Konzentrationen der Absorption im Körper, verursacht durch das am Körper Tragen des Transponders stellen, der definitionsgemäß mit einer im Leserfeld resonanten Antenne ausgestattet ist. Abbildung 7.3 zeigt ein einfaches numerisches Modell mit einem bei 2,45 GHz resonanten Halbwellendipol in 10 mm Abstand zur Körperoberfläche (Gewebeblock mit εr =39, σ=1,8 S/m), das von rechts mit einer ebenen Welle befeldet wird (Dipolausrichtung entlang E-Feldvektor). Die auf Basis von FDTD Berechnungen erhaltenen SAR-Verteilungen an der Oberfläche des Gewebeblocks bei Anwesenheit des Dipols und ohne Dipol sind in Abbildung 7.4 dargestellt.

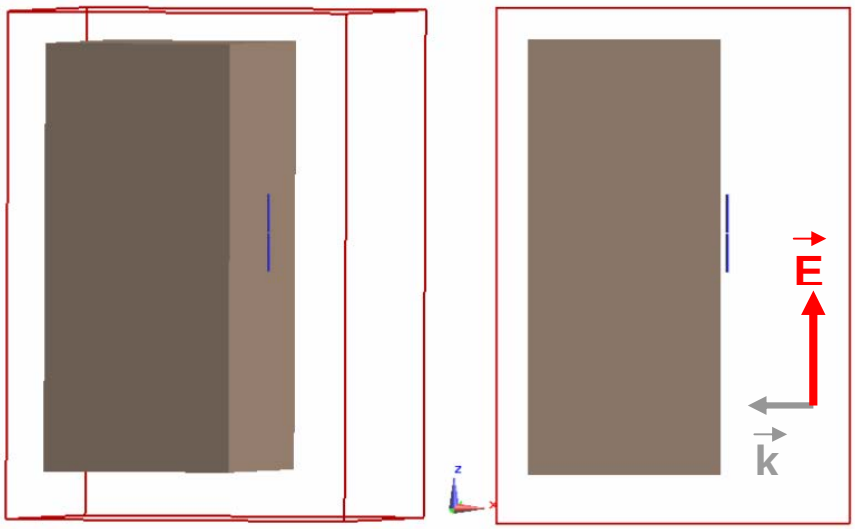


Abbildung 7.3: Einfaches Modell zur Demonstration von Absorptionsverzerrungen zufolge resonanter metallischer Strukturen an der Körperoberfläche

Die deutlich sichtbare Welligkeit der SAR Verteilung ist eine Folge nichtidealer Reflexionsunterdrückung an den Grenzen der Rechendomäne und spielt in diesem Zusammenhang keine Rolle, maßgeblich ist lediglich der Unterschied in der SAR-Verteilung zwischen dem Fall mit und ohne Anwesenheit des Dipols. Die Anwesenheit des Dipols führt, im Vergleich zur Situation ohne den Dipol, erwartungsgemäß zu einer Verzerrung der Absorptionsverhältnisse in seiner unmittelbaren Umgebung. Dies führt in der unmittelbaren Umgebung des Dipols auf ca. 15% höhere Werte der über 10g Gewebe gemittelten SAR in der einfachen Körpernachbildung.

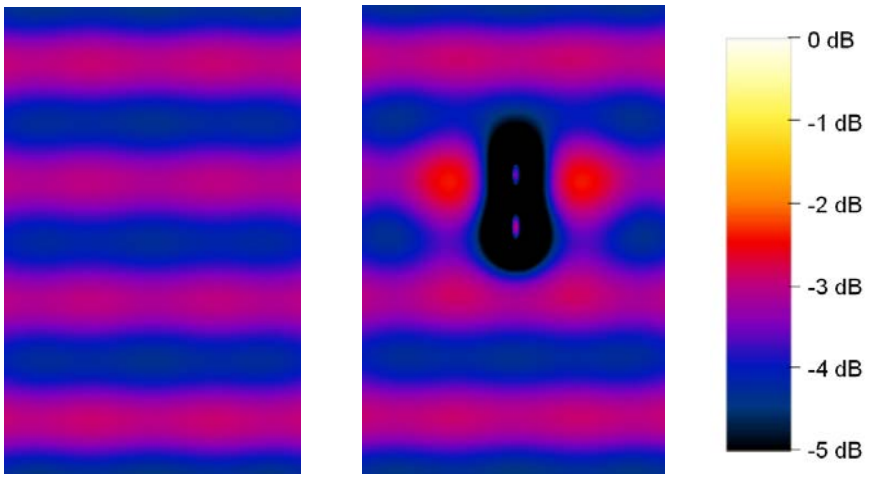


Abbildung 7.4: Absorptionsverteilungen an der Oberfläche des Gewebeblocks bei Befeldung mit einer ebenen Welle, ohne (links) und mit einem resonanten Halbwellendipol in 10 mm Distanz zum Gewebeblock.

Dieser Effekt ist physikalisch plausibel und ist immer zu erwarten (besonders bei Resonanz), wenn sich in derartigen Expositionssituationen beliebige metallische Strukturen bzw. Gegenstände in unmittelbarer Nähe des Körpers befinden.

8 BEWERTUNG DER EXPOSITION DURCH TRANSPONDER

Alle in den voranstehenden Kapiteln dokumentierten Ergebnisse zeigen deutlich, dass die Exposition durch gegenwärtig eingesetzte und für den Gebrauch unmittelbar am Körper von Personen bestimmte aktive RFID Transponder sehr gering ist und typischer Weise mehrere Zehnerpotenzen unterhalb der gegenwärtig empfohlenen Basiswerte gemäß ICNIRP 1998 [7] liegt.

Im Hinblick auf gegenwärtige passive bzw. semipassive Transpondersysteme für den Gebrauch unmittelbar am Körper, zeigt sich für induktiv gekoppelte Systeme, dass das Tragen des Transponders zu keiner Erhöhung der Exposition im Vergleich zur Exposition durch das Leserfeld alleine führt. Im Gegenteil, es ist, aufgrund von Gegeninduktionseffekten, typischer Weise sogar eine geringfügige Schwächung der Exposition durch das Tragen eines Transponders, im Vergleich zur Exposition im Leserfeld ohne Transponder, zu erwarten. Bei passiven UHF- und Mikrowellentranspondern können, im Vergleich mit der Exposition durch das Leserfeld alleine, geringfügige lokale Expositionserhöhungen im Nahbereich der Transponder entstehen. Dies ist aber nicht als spezielle Eigenschaft von RFID Transpondern zu sehen, sondern ganz allgemein eine Folge von körpernahen Metallstrukturen in Expositionssituationen im Hochfrequenz- und Mikrowellenbereich.

C. EXPOSITION DURCH EAS-GERÄTE

9 EXPOSITION DURCH GERÄTE FÜR DIE ELEKTRONISCHE ARTIKELSICHERUNG (EAS)

9.1 Einleitende Bemerkungen

Elektronische Artikelsicherungssysteme (EAS-Systeme) waren die ersten kommerziell im großen Stil vermarkteten RFID-Systeme. Bezüglich unterschiedlicher Technologien sei an dieser Stelle auf Kapitel 2 verwiesen. Die mannigfaltige Präsenz von EAS Anlagen in öffentlich praktisch uneingeschränkt zugänglichen Bereichen in Zusammenwirken mit der Tatsache, dass solche Systeme funktionsbedingt relativ große lokale magnetische Feldstärken verursachen, macht EAS Systeme grundsätzlich zu strahlenschutztechnisch interessanten Anlagen.
Um einen groben Überblick über das Ausmaß typischer Expositionen der Bevölkerung durch EAS-Systeme zu gewinnen, waren gemäß Leistungsbeschreibung bzw. Leistungsumfang des Projekts planmäßig messtechnische Untersuchungen an insgesamt 10 unterschiedlichen EAS Anlagen im deutschen Einzelhandel vorzunehmen, wobei vorzugsweise Systeme von großen Einzelhandelsketten im Zentrum des Interesses standen.
Da angesichts der grundsätzlich vorhandenen großen Produktvielfalt ein Stichprobenumfang von n=10 relativ gering erschien wurde den messtechnischen Untersuchungen eine Bestandsaufnahme bezüglich der Einsatzhäufigkeiten der unterschiedlichen EAS-Anlagen bzw. EAS-Technologien vorangestellt (siehe Kapitel 9.2), um einen Anhaltspunkt für eine möglichst repräsentative Geräteauswahl zu schaffen.

Die Organisation des Zugänglichmachens von EAS-Anlagen im Einzelhandel für die Messungen gestaltete sich dann jedoch überraschend schwierig. Die Kontaktaufnahme erfolgte jeweils vor Ort in den Geschäftslokalen mit dem jeweiligen Filialleiter bzw. dessen Stellvertreter. Es erfolgte zunächst eine kurze mündliche Information über das Ziel der Messungen und die Nennung von Auftraggeber und Auftragnehmer, gefolgt vom Ersuchen die Messungen an den vor Ort installierten Anlagen durchführen zu dürfen. Um etwaige Bedenken von Vornherein abzuschwächen, wurde generell darüber informiert, dass die Messergebnisse auf Wunsch in völlig anonymer Weise dargestellt werden, d.h., ohne Nennung der Filiale bzw. der Handelskette. In der überwiegenden Mehrzahl der Fälle wurde hinsichtlich der Entscheidung über eine allfällige Erlaubnis für die Messungen vom Filialleiter bzw. dessen Stellvertreter an die Konzernzentrale bzw. den zuständigen Regionalleiter verwiesen. Das Erwirken einer Erlaubnis für die Messungen über die Konzernzentralen verlief in allen Fällen, mit einer einzigen Ausnahme, ergebnislos (über 25 kontaktierte Einzelhandelsketten). Entweder war es trotz mehrmaliger Versuche (per Telefon oder email) nicht möglich einen kompetenten bzw. zuständigen Entscheidungsträger zu finden, oder es wurde bezüglich der Entscheidungsfindung über mehrere Monate hinweggetröstet, was schließlich unvereinbar mit dem Projektzeitplan war. In einigen Fällen wurde auch konkret negativ entschieden, mit der Begründung, dass man negative Publicity in Zusammenhang mit dem Thema „Strahlen“ befürchte. Sofern es gelang mit sachkompetenten Personen in Kontakt zu treten, wurde von deren Seite teilweise argumentiert, dass man davon ausgehe, dass die eingesetzten Systeme seitens der Hersteller geprüft seien, und daher kein Anlass gesehen wird, die angestrebten Messungen vor Ort durchführen zu lassen. Die Aufklärung darüber, dass das Ziel des gegenständlichen Vorhabens nicht die Überprüfung der Konformität von speziellen Geräten, sondern die repräsentative und quantitative Erfassung der tatsächlichen Exposition der Bevölkerung durch EAS-Anlagen ist, wollte oder konnte man seitens der kontaktierten Personen offensichtlich nicht verstehen.

So ist es schließlich vor allem jenen wenigen Filialleitern, Regionalleitern oder Geschäftsleitern mittlerer und kleiner Handelsketten zu verdanken, die dem Projektgegenstand aufgeschlossen und teilweise auch interessiert gegenüber standen, dass die Messungen im geplanten Umfang durchgeführt werden konnten. Um die Erlaubnis für die Durchführung der Messungen an 10 unterschiedlichen EAS-Anlagen zu bewerkstelligen, waren schließlich mehr als 100 Einzelkontaktaufnahmen notwendig. D.h., mehr als 90% der Anfragen um Erlaubnis die Messungen durchzuführen wurden abgewiesen, was als bemerkenswertes Ergebnis im Hinblick auf das Verantwortungsbewusstsein bzw. den Kenntnisstand der zuständigen Entscheidungsträger (z.B. im Hinblick auf die Richtlinie 2004/40/EG) interpretiert werden kann.

9.2 Häufigkeiten unterschiedlicher Geräte bzw. Hersteller

Die Datenerhebungen zu den in den folgenden Abschnitten zusammengefassten Ergebnissen erfolgten im Zeitraum von Herbst 2009 bis Herbst 2010 in Einkaufszentren und Einkaufsstraßen in München, Berlin, Frankfurt und Wien. Die Erhebungen erfolgten ausschließlich per Augenschein, d.h., ohne die Einholung von zusätzlichen Informationen. Dies bedeutet, dass nur sichtbare EAS Systeme identifiziert werden konnten, jedoch nicht solche, die im Boden, der Decken oder Wänden integriert sind. Gemäß Auskunft eines Herstellers kann der Marktanteil „versteckter“ EAS-Systeme gegenwärtig jedoch als vergleichsweise sehr gering angenommen werden. Die Identifizierung der erhobenen EAS-Systeme (Zuordnung zu Typ, Modellbezeichnung und Hersteller) erfolgte auf Basis der von Herstellern und Händlern öffentlich zugänglich gemachten Bildern bzw. Informationen (z.B. Produktbroschüren, Internetseiten der Hersteller bzw. Händler etc.), wobei die Zuordnung zu Herstellern in den meisten Fällen ohnehin durch das Herstellerlogo an den Anlagen selbst möglich ist.
Insgesamt wurden im Zuge der Datenerhebung 1.051 Geschäftslokale betrachtet, wovon ca. 50% (528) mit sichtbaren EAS-Systemen ausgestattet waren.
Die Tatsache, dass die Hersteller und Händler zumeist nur ihre aktuelle Produktpalette bewerben, führte dazu, dass speziell ältere Systeme oftmals nicht mehr eindeutig einem Hersteller bzw. einer Anlagentype bzw. einer Modellbezeichnung zuzuordnen waren. Dies war in 36 der 528 (6,8%) der gezählten Anlagen der Fall.

9.2.1 Herstellerpräsenz

Auf Basis von Internetrecherche und den vorgefundenen Situation vor Ort konnten die 482 eindeutig identifizierbaren Anlagen 13 unterschiedlichen Herstellern von EAS-Anlagen zugeordnet werden. Die relative Häufigkeitsverteilung der Hersteller dieser eindeutig zuordenbaren EAS-Anlagen ist in Abbildung 9.1 dargestellt. Es zeigt sich deutlich, dass vor allem 3 Hersteller (Sensormatic, Nedap und Checkpoint), mit zusammen ca. 80% Anteil den Markt dominieren. Der Rest verteilt sich relativ gleichmäßig auf eine Reihe kleinerer Hersteller. Als klarer Markführer kann Sensormatic identifiziert werden, mit allein etwa 46% Anteil an der Stichprobe.

9.2.2 Technologiepräsenz

Hinsichtlich der unterschiedlichen EAS-Technologien zeigt sich eine klare Dominanz von Akustomagnetischen (AM) und Radiofrequenz-(RF) Systemen, die gemeinsam mehr als 98% der erfassten Anlagen abdecken. Diese Dominanz wird weitgehend durch den Umstand getragen, dass Sensormatic gegenwärtig ausschließlich AM-Systeme und Checkpoint, sowie Nedap ausschließlich RF-Systeme am EAS Markt anbieten. Elektromagnetische (EM-) Systeme sind dagegen, zumindest in Deutschland und Österreich, relativ rar geworden.

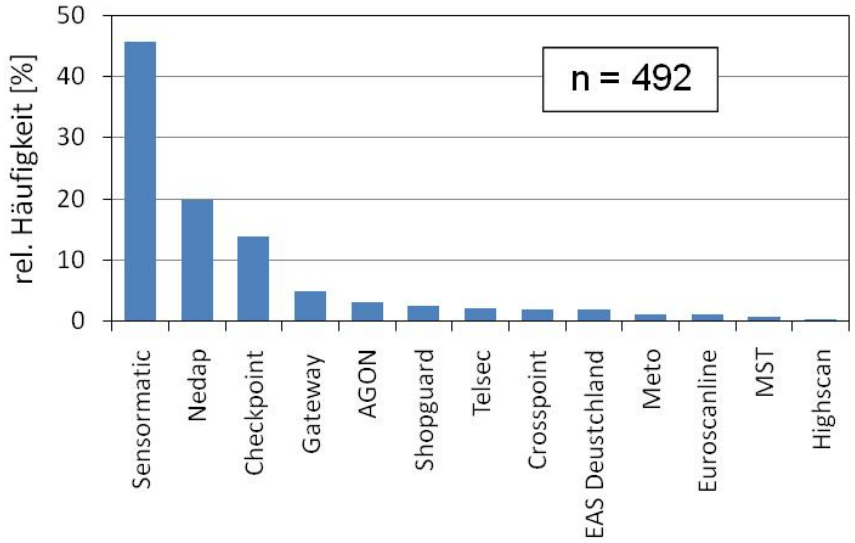


Abbildung 9.1: Häufigkeitsverteilung der Hersteller in einer Stichprobe von insgesamt 492 eindeutig zuordenbaren EAS-Anlagen in München, Berlin, Frankfurt und Wien

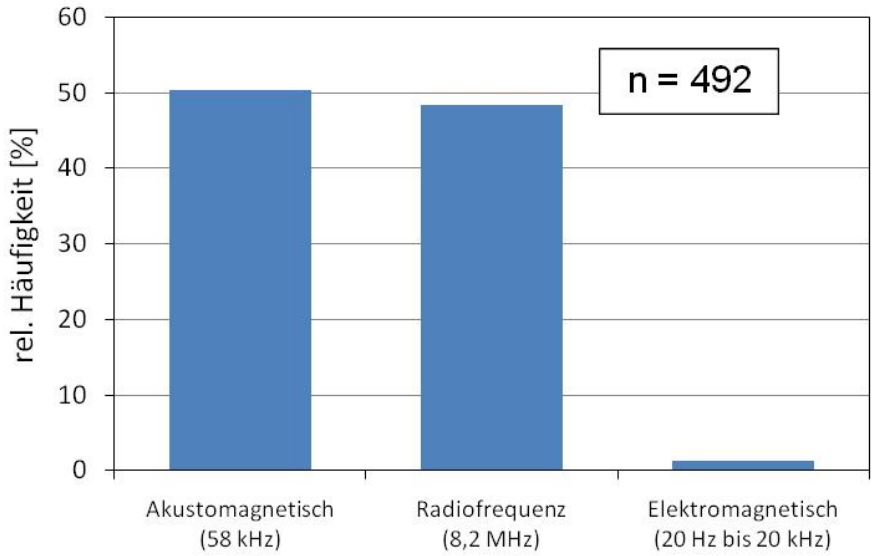


Abbildung 9.2: Häufigkeitsverteilung der unterschiedlichen EAS-Technologien in einer Stichprobe von insgesamt 492 eindeutig zuordenbaren EAS-Anlagen in München, Berlin, Frankfurt und Wien

9.2.3 Häufigkeiten von EAS-Modellen

Abbildung 9.3 zeigt die Häufigkeiten der einzelnen Gerätemodelle, geordnet nach Hersteller. Vor allem bei den drei Marktführern Sensormatic, Nedap und Checkpoint ist deutlich zu erkennen, dass einzelne Gerätemodelle besonders häufig eingesetzt werden.

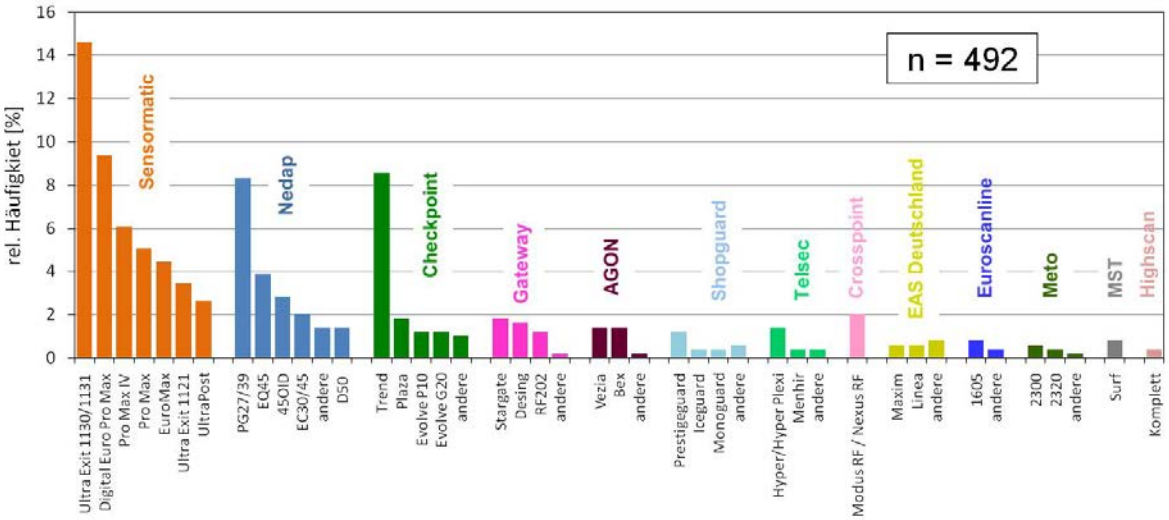


Abbildung 9.3: Häufigkeitsverteilung unterschiedlicher EAS-Modelle aller identifizierbarer Hersteller in einer Stichprobe von insgesamt 492 eindeutig zuordenbaren EAS-Anlagen in München, Berlin, Frankfurt und Wien

9.3 Messungen im Einzelhandel

Ausgehend von der oben zusammengefassten statistischen Erhebung wurde versucht an einer möglichst repräsentativen Auswahl von zehn EAS-Anlagen Messungen vor Ort im Einzelhandel durchzuführen. Der endgültigen Zusammensetzung der ausgewählten Geräte- bzw. Anlagentypen liegt ein Kompromiss aus folgenden Gesichtspunkten zugrunde:

- Repräsentativität im Hinblick auf die gegenwärtige Einsatzhäufigkeit
- Einbeziehung möglichst vieler relevanter Hersteller
- Einbeziehung möglichst aller relevanten Technologien
- Verfügbarkeit für die Messungen (siehe dazu Bemerkungen in Kapitel 9.1)

EAS-Gerätemodell	Hersteller	Technologie / Frequenz
Ultra Exit 1130	Sensormatic	AM / 58 kHz
Digital Euro ProMax	Sensormatic	AM / 58 kHz
ProMax IV	Sensormatic	AM / 58 kHz
PG27	Nedap	RF / 8,2 MHz
EQ45	Nedap	RF / 8,2 MHz
Trend	Checkpoint	RF / 8,2 MHz
Evolve G20	Checkpoint	RF / 8,2 MHz
Stargate	Gateway	AM / 58 kHz
Vezia	AGON	RF / 8,2 MHz
Prestigeguard	Shopguard	RF / 8,2 MHz

Tabelle 9.1: Untersuchte EAS-Anlagen im Einzelhandel

9.3.1 Messmethode und Messunsicherheit

Die Messungen an EAS Anlagen vor Ort im Einzelhandel erfolgten in einem dreidimensionalen Raumgitter (Schrittweite 10-15 cm), das die in EN 62369-1 für am Boden montierte Antennen definierten Messpunkte (Abbildung 5.2a) als Subraster enthält. Es wurden die in Tabelle 9.2 gelisteten Messgeräte verwendet.

Messgerät/-system	Hersteller	Sondentyp (Feldgröße) / Frequenzbereich	Kalibrierunsicherheit (k=2)
ELT400	Narda	H-Feld (5 Hz -400 kHz)	±15%
ESM-100	Maschek	E-Feld (5 Hz – 400 kHz)	±15%
EMR300 mit Sonde Typ 18	Narda	E-Feld (100 kHz – 3 GHz)	±20%
SRM3000 mit H-Sonde	Narda	H-Feld (100 kHz – 250 MHz)	±20%

Tabelle 9.2: Verwendete Messgeräte für die Messungen an EAS-Systemen vor Ort im Einzelhandel

Die Gesamtmessunsicherheit wird neben den in Tabelle 9.2 angegebenen Werten für die Kalibrierunsicherheit vor allem durch die Positionierunsicherheit der Feldsonden bestimmt. Im Fall der vor Ort Messungen kann diese mit maximal ± 2 cm angegeben werden. Der Beitrag zur Gesamtunsicherheit zufolge der Sondenpositionierunsicherheit ist vom vorherrschenden Feldgradienten und damit auch von der Entfernung der Messposition zur Antenne abhängig. Aus den vorliegenden Messdaten und der daraus ermittelbaren Feldgradienten kann diese Unsicherheit im Bereich zwischen ±5 und ±10% abgeschätzt werden. Für die durchgeführten Messungen ergeben sich damit die in Tabelle 9.3 angeführten erweiterten Gesamtmessunsicherheiten.

Messung	Gesamtmessunsicherheit (k=2)
H-Feld bei 58 kHz	±18% …± 25%
E-Feld bei 58 kHz	±18% …± 25%
H-Feld bei 8.2 MHz	± 22% …± 28%
E-Feld bei 8.2 MHz	± 22% …± 28%

Tabelle 9.3: Gesamtmessunsicherheiten für die Messungen an EAS-Systemen vor Ort im Einzelhandel

9.3.2 AM-System *Ultra Exit*

Bei diesem System handelt es sich um das, gemäß der oben gezeigten statistischen Erhebung, zur Zeit in den betrachteten Regionen am häufigsten anzutreffende EAS-System. Die große Einsatzhäufigkeit gemeinsam mit der Tatsache, dass es sich dabei um ein vergleichsweise neues Produkt handelt, unterstreicht den Markterfolg des Produkts. Von diesem System sind unterschiedliche Designvarianten (siehe [67]) anzutreffen, die bezüglich der Antennengeometrie jedoch keinen relevanten unterschied aufweisen. Da alle diese Varianten gemäß Herstellerangaben [67] auch mit der gleichen Steuereinheit betrieben werden, ist auch hinsichtlich der resultierenden Feldverteilung kein relevanter Unterschied zwischen den Varianten zu erwarten. Abbildung 9.4 zeigt das System Ultra Exit.

Abbildung 9.4: AM-EAS-System Ultra Exit

9.3.2.1 Messtechnische Charakterisierung der emittierten Signale

Das Gerät sendet in regelmäßigen Abständen ca. 1,5 ms lange Bursts mit der Trägerfrequenz (ca. 58 kHz) aus. Die grundsätzliche Burstwiederholrate kann gemäß Produktdatenblatt [67] bei Geräten am europäischen Markt entweder 37,5 Hz oder 75 Hz betragen (wird offensichtlich von der Netzfrequenz abgeleitet).
Beim konkret untersuchten System zeigte sich eine sich kontinuierlich wiederholende Abfolge von Burst-Salven, die durch Weglassung jedes siebenten Bursts zustande kommt (Abbildung 9.5).

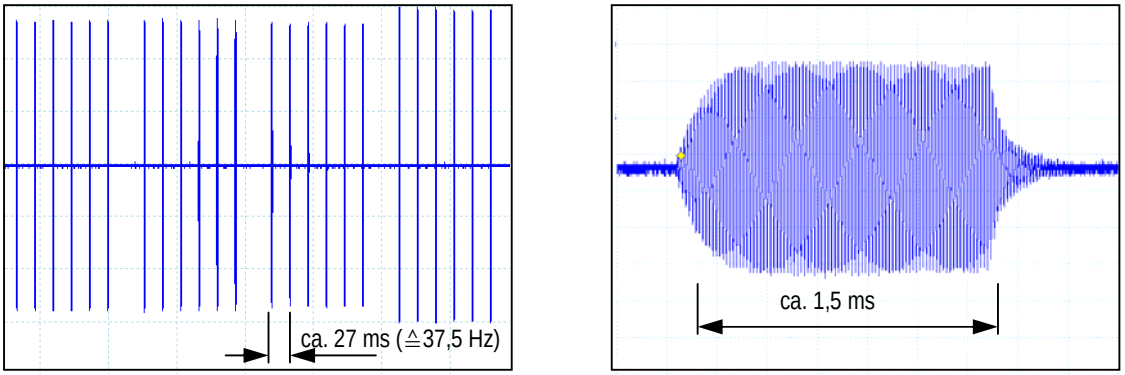


Abbildung 9.5: Zeitverlauf der Magnetfeldimmissionen in ca. 10 cm Distanz zur betrachteten Antenne des untersuchten AM-EAS-Systems Ultra Exit (Amplituden nur qualitativ)

Das messtechnisch ermittelte Verhältnis von Spitzenwert zu Effektivwert der magnetischen Flussdichte in 20 cm Abstand zur Antenne lag beim untersuchten System bei ca. 6,5.

9.3.2.2 Ergebnisse der Immissionsmessungen und Bewertung

Abbildung 9.6 zeigt grafisch Verläufe der vom untersuchten Gerät erzeugten magnetischen Flussdichten und Tabelle 9.4 fasst die Messergebnisse im Vergleich zu den Referenzwerten nach ICNIRP 1998 zusammen.

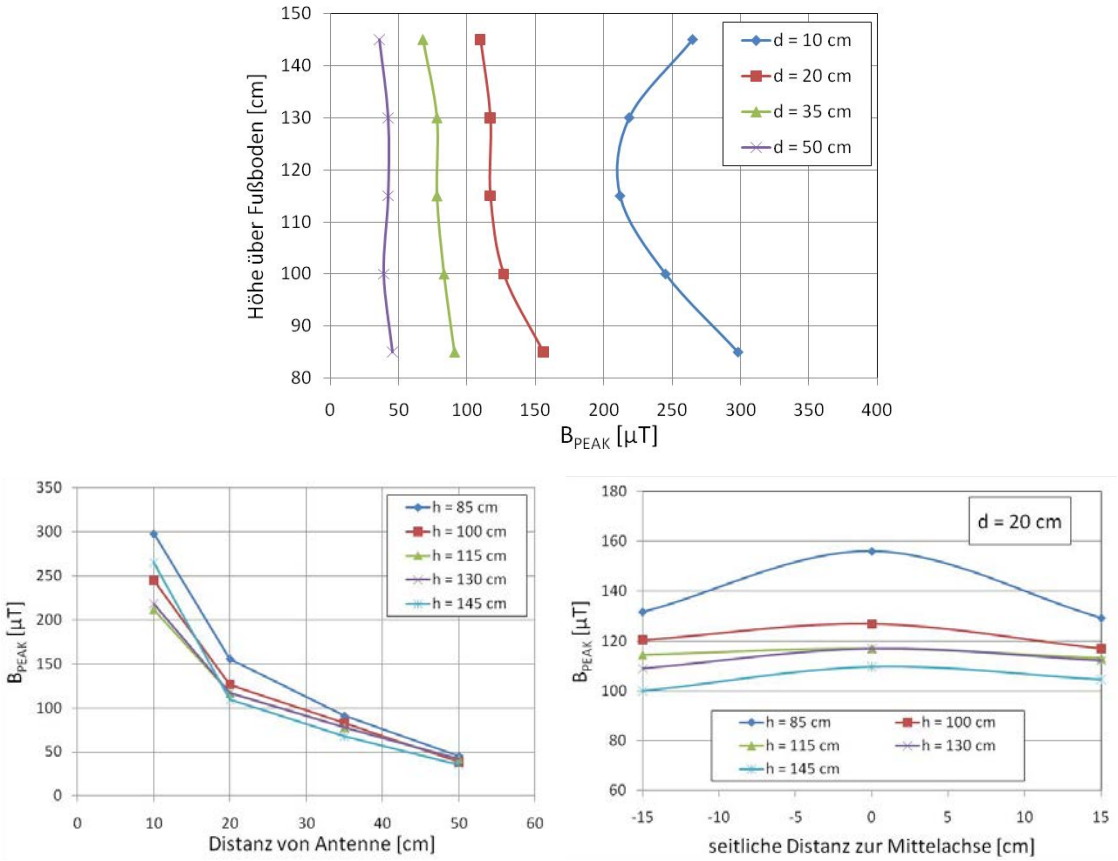


Abbildung 9.6: Verläufe der magnetischen Flussdichte (Spitzenwerte).
Oben: entlang vertikaler Achsen, mittig zur Antenne in unterschiedlichen Distanzen d zur Antenne
Unten, links: entlang horizontaler Achsen, mittig zur Antenne, in unterschiedlichen Höhen h über dem Fußboden
Unten, rechts: in horizontaler Richtung (20 cm Distanz zur Antenne), parallel zur Antennenebene, in unterschiedlichen Höhen h über dem Fußboden

f= 58 kHz		B_{PEAK} [µT]	B_{RMS} [µT]
ICNIRP 1998 – Referenzwert für die Allgemeinbevölkerung		8,84	6,25
ICNIRP 1998– Referenzwert für berufliche Exposition		43,36	30,7
lokales Maximum	Distanz zur Antenne = 10 cm	298	45,9
	Distanz zur Antenne = 20 cm	156	24,0
	Distanz zur Antenne = 35 cm	91,0	14,0
	Distanz zur Antenne = 50 cm	45,5	7,0
Raummittelwert (linear) nach EN 62369-1		76,8	11,8

Tabelle 9.4: Tabellarische Zusammenfassung der Messergebnisse mit dem AM-EAS-System Ultra Exit.
Die ICNIRP 1998 - Referenzwerte für die Allgemeinbevölkerung entsprechen den in der EU-Ratsempfehlung 1999/519/EG festgesetzten Referenzwerten.

Hinsichtlich der für die strahlenschutztechnische Bewertung des untersuchten Gerätes relevanten Spitzenwerte der Magnetfeld-Immissionen zeigen sich auch nach räumlicher Mittelung gemäß EN 62369-1 deutliche Überschreitungen der Referenzwerte für die

Allgemeinbevölkerung und berufliche Exposition nach ICNIRP 1998. Die im Abstand von 10 cm zur Antenne maximal auftretenden lokalen Spitzenimmissionswerte liegen um mehr als das 33-fache bzw. um mehr als das 6-fache oberhalb der Referenzwerte für die Allgemeinbevölkerung bzw. berufliche Exposition. Eine Beurteilung der Exposition auf der Grundlage der Basiswerte ist in diesem Fall daher angezeigt (siehe Kapitel 9.4.4).

Die maximal in Entfernungen von 10 cm, 20 cm und 35 cm gemessenen lokalen Spitzenwerte der elektrischen Feldstärke betrugen 150 V/m, 49 V/m und 25 V/m. Die elektrischen Immissionen sind daher im Vergleich zu den magnetischen Immissionen aus strahlenschutztechnischer Sicht vernachlässigbar (Referenzwert für berufliche Exposition $E_{PEAK,Ref}$ = 863 V/m, Referenzwert für Allgemeinbevölkerung $E_{PEAK,Ref}$ = 123 V/m).

9.3.3 AM-System *Digital Euro ProMax*

Dies ist ein etwas älteres Modell des Marktführers Sensormatic, das jedoch noch sehr häufig anzutreffen ist. Abbildung 9.7 zeigt das untersuchte System.

Abbildung 9.7: AM-EAS-System Digital Euro ProMax

9.3.3.1 Messtechnische Charakterisierung der emittierten Signale

Das Gerät sendet ca. 1,5 ms lange Bursts der Trägerfrequenz (ca. 58 kHz) mit einer Burst-Wiederholzeit von ca. 13,3 ms aus (Abbildung 9.8).

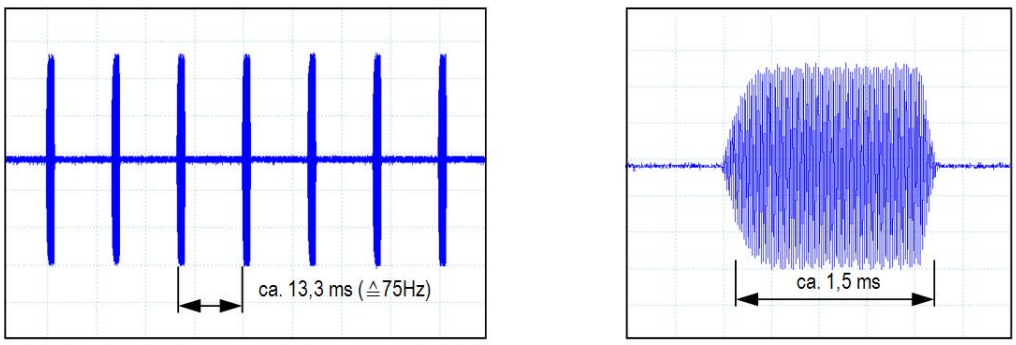


Abbildung 9.8: Zeitverlauf der Magnetfeldimmissionen in ca. 10 cm Distanz zur betrachteten Antenne des untersuchten AM-EAS-Systems Digital Euro ProMax (Amplituden nur qualitativ)

Wie auch beim oben beschriebenen System kann die grundsätzliche Burstwiederholrate gemäß Produktdatenblatt [67] bei Geräten am europäischen Markt entweder 37,5 Hz oder 75 Hz betragen. Das messtechnisch ermittelte Verhältnis von Spitzenwert zu Effektivwert der magnetischen Flussdichte in 20 cm Abstand zur Antenne lag beim untersuchten System bei ca. 4,5.

9.3.3.2 Ergebnisse der Immissionsmessungen und Bewertung

Abbildung 9.9 zeigt grafisch Verläufe der vom untersuchten Gerät erzeugten magnetischen Flussdichten und Tabelle 9.5 fasst die Messergebnisse im Vergleich zu den Referenzwerten nach ICNIRP 1998 zusammen.

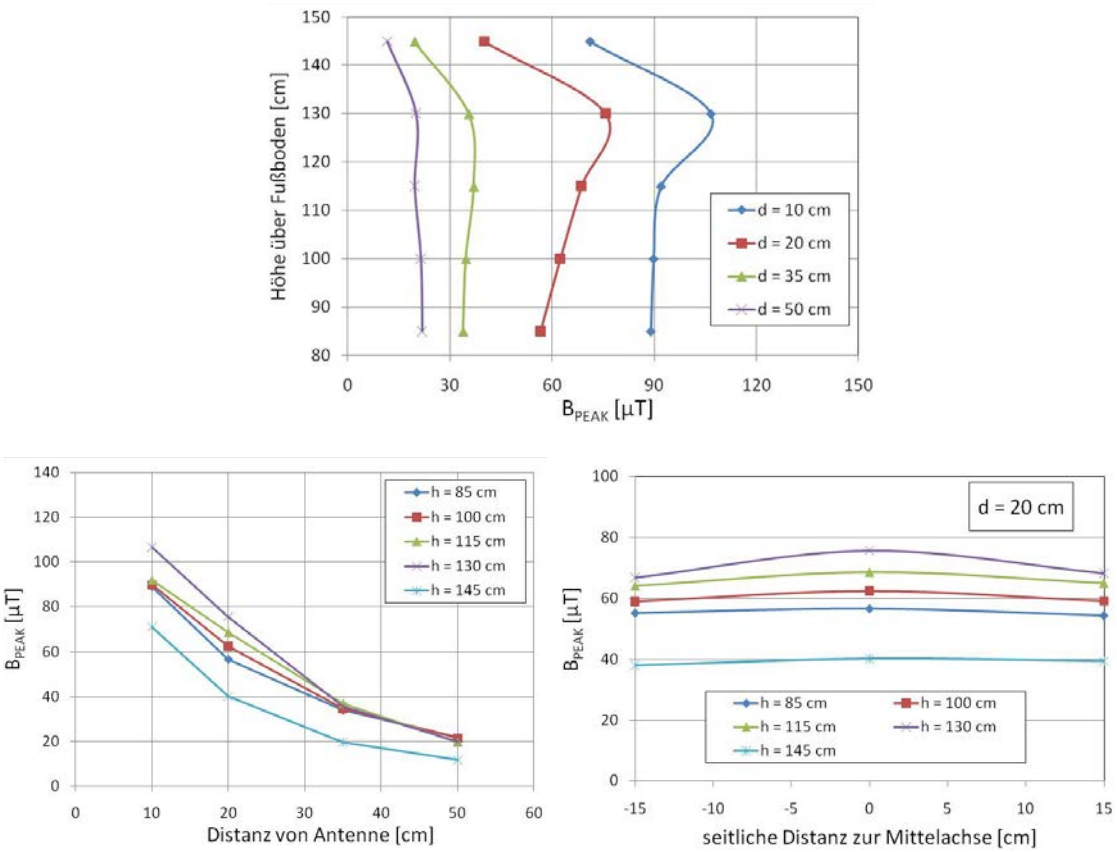


Abbildung 9.9: Verläufe der magnetischen Flussdichte (Spitzenwerte).
Oben: entlang vertikaler Achsen, mittig zur Antenne in unterschiedlichen Distanzen d zur Antenne
Unten, links: entlang horizontaler Achsen, mittig zur Antenne, in unterschiedlichen Höhen h über dem Fußboden
Unten, rechts: in horizontaler Richtung (20 cm Distanz zur Antenne), parallel zur Antennenebene, in unterschiedlichen Höhen h über dem Fußboden

Hinsichtlich der für die strahlenschutztechnische Bewertung des untersuchten Gerätes relevanten Spitzenwerte der Immissionen zeigen sich auch nach räumlicher Mittelung gemäß EN 62369-1 noch Überschreitungen des Referenzwertes für die Allgemeinbevölkerung, nicht jedoch für berufliche Exposition nach ICNIRP 1998. Die im Abstand von 10 cm zur Antenne maximal auftretenden lokalen Spitzenimmissionswerte liegen um mehr als das 12-fache bzw. um mehr als das 2,4-fache oberhalb der Referenzwerte für die Allgemeinbevölkerung bzw. berufliche Exposition.

Die maximal in Entfernungen von 10 cm, 20 cm und 35 cm gemessenen lokalen Spitzenwerte der elektrischen Feldstärke betrugen 133 V/m, 43 V/m und 22 V/m. Die

elektrischen Immissionen sind daher im Vergleich zu den magnetischen Immissionen aus strahlenschutztechnischer Sicht vernachlässigbar (Referenzwert für berufliche Exposition $E_{PEAK,Ref}$ = 863 V/m, Referenzwert für Allgemeinbevölkerung $E_{PEAK,Ref}$ = 123 V/m).

f= 58 kHz		B_{PEAK} [µT]	B_{RMS} [µT]
ICNIRP 1998 – Referenzwert für die Allgemeinbevölkerung		8,84	6,25
ICNIRP 1998– Referenzwert für berufliche Exposition		43,36	30,7
lokales Maximum	Distanz zur Antenne = 10 cm	106,7	24,0
	Distanz zur Antenne = 20 cm	75,7	17,0
	Distanz zur Antenne = 35 cm	37,0	8,3
	Distanz zur Antenne = 50 cm	22,3	5,0
Raummittelwert (linear) nach EN 62369-1		36,1	8,1

Tabelle 9.5: Tabellarische Zusammenfassung der Messergebnisse mit dem AM-EAS-System Digital Euro ProMax. Die ICNIRP 1998 - Referenzwerte für die Allgemeinbevölkerung entsprechen den in der EU-Ratsempfehlung 1999/519/EG festgesetzten Referenzwerten.

Insgesamt ist daher festzuhalten, dass für dieses Gerät die Übereinstimmung mit den ICNIRP 1998 Schutzzielen für die Allgemeinbevölkerung allein auf Basis von Immissionsmessungen (der magnetischen Feldstärke) im Nahbereich der Antennen nicht gezeigt werden konnte. Ein solcher Nachweis könnte allenfalls auf Basis numerischer Berechnungen und Vergleich der berechneten induzierten Gewebestromdichten mit den in ICNIRP 1998 definierten Basiswerten erfolgen.

9.3.4 AM-System *ProMax IV*

Ein ebenfalls häufig anzutreffendes EAS-System ist das Modell ProMax IV (Abbildung 9.10).

Abbildung 9.10: AM-EAS-System ProMax IV

9.3.4.1 Messtechnische Charakterisierung der emittierten Signale

Wie auch die anderen untersuchten Geräte dieses Herstellers werden auch von diesem EAS-System ca. 1,5 ms lange 58 kHz Bursts emittiert. Die Burstwiederholrate scheint hier

jedoch etwas unterschiedlich zu den oben beschriebenen Systemen sein, wenngleich auch hier ganzzahlige Vielfache der maximalen Burstwiederholrate von 75 Hz (gemäß Produktbeschreibung [67]) zu erkennen sind. Während der Messungen war nicht eindeutig zuordenbar, ob die Burst mit kleinerer Amplitude ebenfalls von der primär betrachteten Antenne stammen oder ob es sich um Bursts von anderen nahegelegenen Antennen handelte[1]. In 20 cm Abstand zur betrachteten Antenne betrug das messtechnisch ermittelte Verhältnis von Spitzenwert zu Effektivwert der magnetischen Flussdichte ca. 5,8.

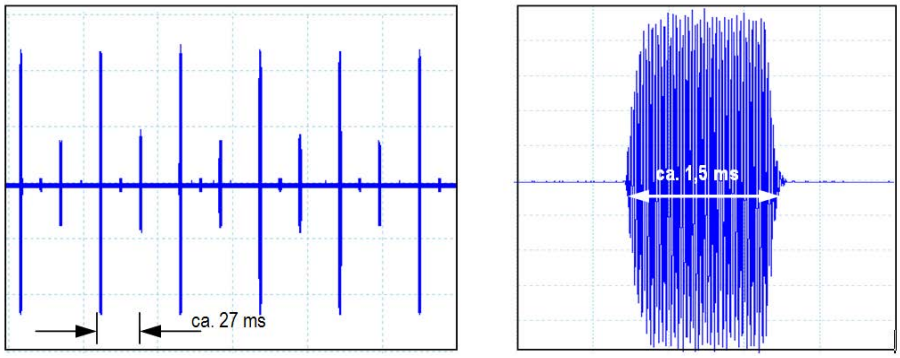


Abbildung 9.11: Zeitverlauf der Magnetfeldimmissionen in ca. 35 cm Distanz zur betrachteten Antenne des untersuchten AM-EAS-Systems ProMax IV (Amplituden nur qualitativ)

9.3.4.2 Ergebnisse der Immissionsmessungen und Bewertung

Abbildung 9.12 zeigt grafisch Verläufe der vom untersuchten Gerät erzeugten magnetischen Flussdichten und Tabelle 9.6 fasst die Messergebnisse im Vergleich zu den Referenzwerten nach ICNIRP 1998 zusammen.

Wie auch beim System Ultra Exit zeigen sich hinsichtlich der für die strahlenschutztechnische Bewertung des untersuchten Gerätes relevanten Spitzenwerte der Immissionen auch nach räumlicher Mittelung gemäß EN 62369-1 deutliche Überschreitungen der Referenzwerte für die Allgemeinbevölkerung und berufliche Exposition nach ICNIRP 1998. Die im Abstand von 10 cm zur Antenne maximal auftretenden lokalen Spitzenimmissionswerte liegen um mehr als das 26-fache bzw. um mehr als das 5-fache oberhalb der Referenzwerte für die Allgemeinbevölkerung bzw. berufliche Exposition.

Die maximal in Entfernungen von 10 cm, 20 cm und 35 cm gemessenen lokalen Spitzenwerte der elektrischen Feldstärke betrugen 145 V/m, 47 V/m und 20 V/m. Die elektrischen Immissionen sind daher im Vergleich zu den magnetischen Immissionen aus strahlenschutztechnischer Sicht vernachlässigbar (Referenzwert für berufliche Exposition $E_{PEAK,Ref}$ = 863 V/m, Referenzwert für Allgemeinbevölkerung $E_{PEAK,Ref}$ = 123 V/m).

Insgesamt ist daher festzuhalten, dass für dieses Gerät die Übereinstimmung mit den ICNIRP 1998 Schutzzielen für die Allgemeinbevölkerung allein auf Basis von Immissionsmessungen (der magnetischen Feldstärke) im Nahbereich der Antennen nicht gezeigt werden konnte. Ein solcher Nachweis könnte allenfalls auf Basis numerischer Berechnungen und Vergleich der berechneten induzierten Gewebestromdichten mit den in ICNIRP 1998 definierten Basiswerten erfolgen.

[1] Die Tatsache, dass die kleineren Bursts nicht eindeutig der primär betrachteten Antenne zuordenbar waren, wirkt sich ausschließlich auf den der Anlage zuordenbaren Immissions-Effektivwert, jedoch nicht auf den Spitzenwert aus. Da aus strahlenschutztechnischer Sicht, wie in den folgenden Kapiteln noch näher dargelegt, für diese Art der Immissionen der Spitzenwert relevant ist, stellt dies somit keine Einschränkung der Gültigkeit der daraus gezogenen Schlussfolgerungen dar.

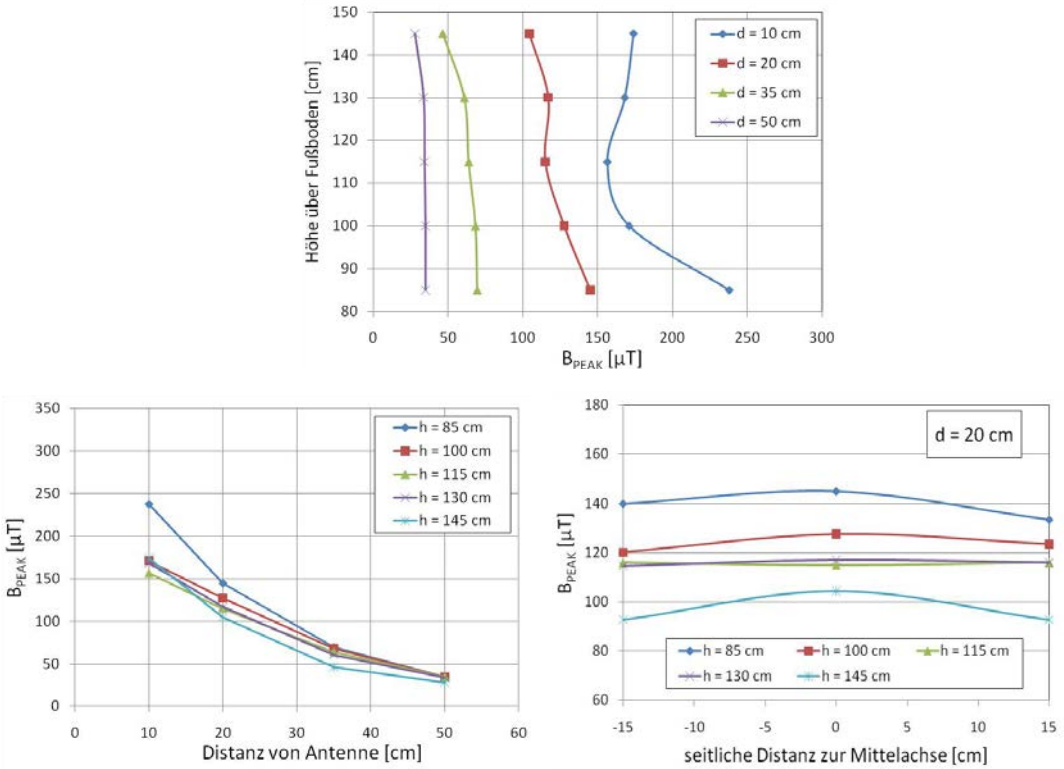


Abbildung 9.12: Verläufe der magnetischen Flussdichte (Spitzenwerte).
Oben: entlang vertikaler Achsen, mittig zur Antenne in unterschiedlichen Distanzen d zur Antenne
Unten, links: entlang horizontaler Achsen, mittig zur Antenne, in unterschiedlichen Höhen h über dem Fußboden
Unten, rechts: in horizontaler Richtung (20 cm Distanz zur Antenne), parallel zur Antennenebene, in unterschiedlichen Höhen h über dem Fußboden

f= 58 kHz		B_{PEAK} [µT]	B_{RMS} [µT]
ICNIRP 1998 – Referenzwert für die Allgemeinbevölkerung		8,84	6,25
ICNIRP 1998– Referenzwert für berufliche Exposition		43,36	30,7
lokales Maximum	Distanz zur Antenne = 10 cm	237	40,8
	Distanz zur Antenne = 20 cm	145	24,9
	Distanz zur Antenne = 35 cm	69,6	12,0
	Distanz zur Antenne = 50 cm	34,8	6,0
Raummittelwert (linear) nach EN 62369-1		70,3	12,1

Tabelle 9.6: Tabellarische Zusammenfassung der Messergebnisse mit dem AM-EAS-System ProMax IV.
Die ICNIRP 1998 - Referenzwerte für die Allgemeinbevölkerung entsprechen den in der EU-Ratsempfehlung 1999/519/EG festgesetzten Referenzwerten.

9.3.5 RF-System *PG27*

Das Modell PG27 ist ein RF-EAS Modell aus der am meisten verbreiteten „PG“-Modellreihe des Herstellers Nedap (vgl. Abbildung 9.3). Neben dem PG27 mit 27 cm breiter Antenne, ist auch das PG39 (mit 39 cm breiter Antenne) häufig anzutreffen ([68]). Abbildung 9.13 zeigt das konkret untersuchte PG27 System.

9.3.5.1 Messtechnische Charakterisierung der emittierten Signale

Das untersuchte PG27 arbeitet im so genannten „Pulse-Listen Modus“, d.h., es werden kurze HF-Bursts ausgesendet bzw. detektiert. Die Aussendung der 8,2 MHz Bursts erfolgt in

Salven (Salvendauer ca. 3,5 ms, Salvenwiederholzeit ca. 5 ms), wobei innerhalb einer Salve eine Burst-Wiederholzeit von ca. 80 µs und eine Burstdauer von ca. 4 µs beobachtbar waren (Abbildung 9.14).

Das messtechnisch ermittelte Verhältnis von Spitzenwert zu Effektivwert der magnetischen und elektrischen Feldstärke in 20 cm Abstand zur Antenne lag beim untersuchten System bei ca. 6,9.

Gemäß Information des Herstellers ist beim konkret betrachteten EAS System auch der Betrieb im „Sweep-Modus“ möglich bzw. üblich, was auch auf Basis von stichprobenhaft durchgeführten zusätzlichen Messungen (siehe 9.3.12) bestätigt werden kann (zum Begriff „Sweep-Modus“, siehe Abschnitt 9.3.6)

Abbildung 9.13: RF-EAS-System PG27

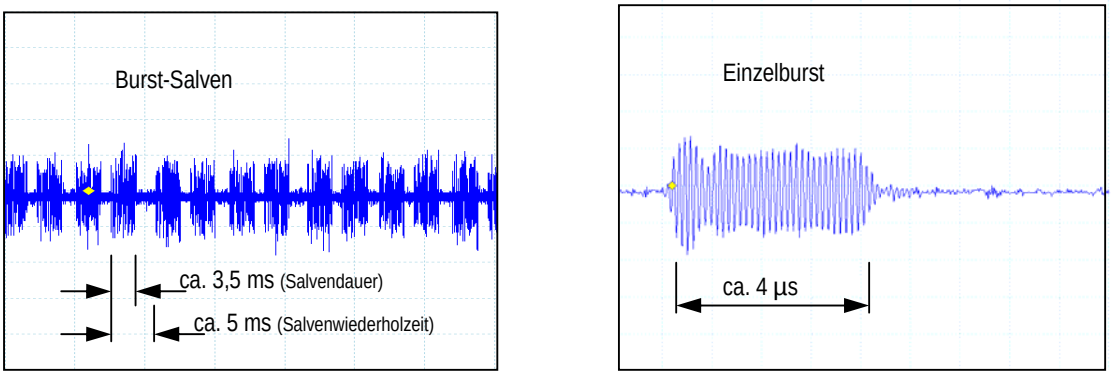


Abbildung 9.14: Zeitverlauf der Magnetfeldimmissionen in ca. 20 cm Distanz zur betrachteten Antenne des untersuchten RF-EAS-Systems PG27 (Amplituden nur qualitativ)

9.3.5.2 Ergebnisse der Immissionsmessungen und Bewertung

Abbildung 9.15 zeigt grafisch Verläufe der vom untersuchten Gerät erzeugten magnetischen Feldstärken und Tabelle 9.7 fasst die Messergebnisse im Vergleich zu den Referenzwerten nach ICNIRP 1998 zusammen.

Die gemäß EN 62369-1 zur Beurteilung heranzuziehenden Raummittelwerte liegen sowohl hinsichtlich der Spitzenwerte als auch hinsichtlich der Effektivwerte unterhalb der Referenzwerte für die Allgemeinbevölkerung. Lokal kommt es jedoch in der Nähe der Antenne (< ca. 30 cm Distanz) teilweise zu Überschreitungen der Referenzwerte für die Allgemeinbevölkerung bzw. für berufliche Exposition. Eine Beurteilung der von derartigen Geräten verursachten Exposition auf der Grundlage der Basiswerte ist daher angezeigt (siehe Kapitel 9.4.6).

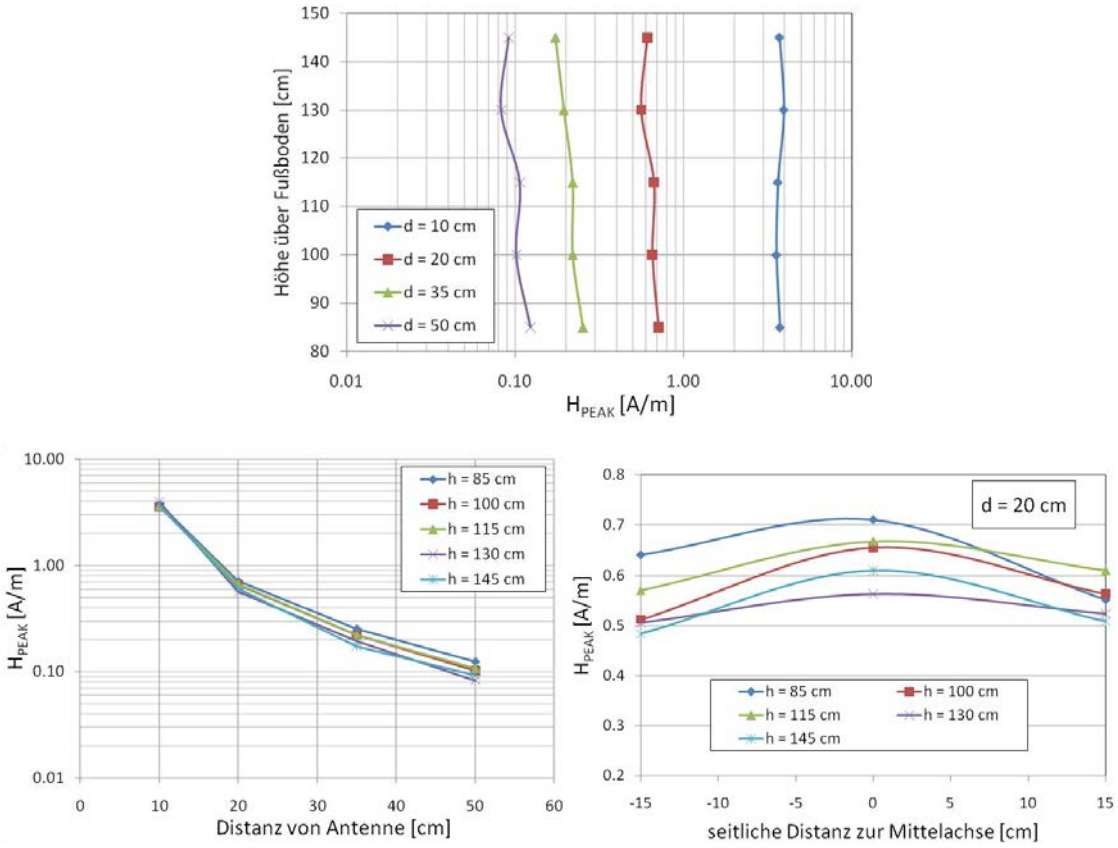


Abbildung 9.15: Verläufe der magnetischen Feldstärke (Spitzenwerte).
Oben: entlang vertikaler Achsen, mittig zur Antenne in unterschiedlichen Distanzen d zur Antenne
Unten, links: entlang horizontaler Achsen, mittig zur Antenne, in unterschiedlichen Höhen h über dem Fußboden
Unten, rechts: in horizontaler Richtung (20 cm Distanz zur Antenne), parallel zur Antennenebene, in unterschiedlichen Höhen h über dem Fußboden

Die maximal in Entfernungen von 20 cm, 35 cm und 50 cm gemessenen lokalen Spitzenwerte der elektrischen Feldstärke betrugen 20,5 V/m, 8,5 V/m und 5,2 V/m. Die elektrischen Immissionen sind daher im Vergleich zu den magnetischen Immissionen aus strahlenschutztechnischer Sicht vernachlässigbar (Spitzen-Referenzwert für berufliche Exposition $E_{PEAK,Ref.,Reiz} = 863$ V/m, Spitzen-Referenzwert für Allgemeinbevölkerung $E_{PEAK,Ref.,Reiz} = 123$ V/m). Dies gilt ebenso im Hinblick auf die zugehörigen maximalen Effektivwerte der elektrischen Feldstärke 3,0 V/m, 1,2 V/m und 0,75 V/m in 20 cm, 35 cm und 50 cm Entfernung (Effektiv-Referenzwerte für berufliche Exposition $E_{RMS,Ref.,Reiz} = 610$ V/m, $E_{RMS,Ref.,therm} = 74{,}4$ V/m; Effektiv-Referenzwerte für Allgemeinbevölkerung $E_{RMS,Ref.,Reiz} = 87$ V/m, $E_{RMS,Ref.,therm} = 30{,}4$ V/m;). Bezüglich der Definitionen von E_{PEAK,Ref_Reiz}, $E_{RMS,Ref.,Reiz}$ und $E_{RMS,Ref.,therm}$, siehe Kapitel 5.8.2.

f = 8,2 MHz				H_{PEAK} [A/m]	H_{RMS} [A/m]
ICNIRP 1998 – Referenzwert für die Allg. bev.		Reizwirkung		7,07	5,0
		ICNIRP1998	thermisch	2,50	0,089
ICNIRP 1998– Referenzwert für berufl. Exposition		Reizwirkung		34,5	24,4
		ICNIRP1998	thermisch	5,48	0,20
lokales Maximum	Distanz zur Antenne = 10 cm			3,95	0,571
	Distanz zur Antenne = 20 cm			0,71	0,103
	Distanz zur Antenne = 35 cm			0,25	0,037
	Distanz zur Antenne = 50 cm			0,12	0,018
Raummittelwert (linear) nach EN 62369-1				0,29	0,042
Raummittelwert (quadratisch) nach EN 62369-1				0,36	0,052

Tabelle 9.7: Tabellarische Zusammenfassung der Messergebnisse mit dem RF-EAS-System PG27. Die ICNIRP 1998 - Referenzwerte für die Allgemeinbevölkerung entsprechen den in der EU-Ratsempfehlung 1999/519/EG festgesetzten Referenzwerten. Bezüglich der Definitionen für die Referenzwerte bezüglich „Reizwirkung“ bzw. „“thermisch“, siehe Kapitel 5.8.2.

9.3.6 RF-System *EQ45*

Das EQ45 System (Abbildung 9.16) von Nedap ist, neben den PG-Modellen ebenfalls ein gegenwärtig häufig eingesetztes RF-EAS System.

Abbildung 9.16: RF-EAS-System EQ45

9.3.6.1 Messtechnische Charakterisierung der emittierten Signale

Das untersuchte System EQ45 arbeitet im Sweep Modus. Es wird alle ca. 6,7 ms ein ca. 1,3 ms langer Burst ausgesendet, wobei innerhalb des Bursts ein Frequenzsweep im Bereich von ca. 7,5 MHz bis 8,7 MHz erfolgt (Abbildung 9.17).

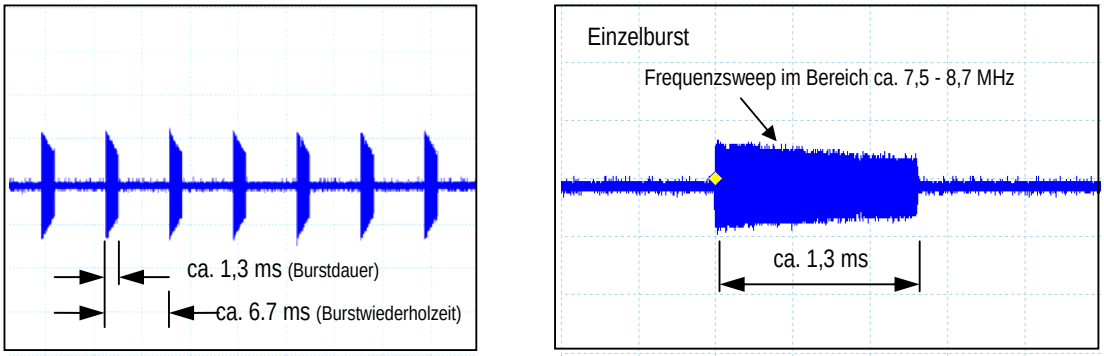


Abbildung 9.17: Zeitverlauf der Magnetfeldimmissionen in ca. 20 cm Distanz zur betrachteten Antenne des untersuchten RF-EAS-Systems EQ45 (Amplituden nur qualitativ)

Das messtechnisch ermittelte Verhältnis von Spitzenwert zu Effektivwert der magnetischen und elektrischen Feldstärke lag beim untersuchten System bei ca. 4.

9.3.6.2 Ergebnisse der Immissionsmessungen und Bewertung

Abbildung 9.18 zeigt grafisch Verläufe der vom untersuchten Gerät erzeugten magnetischen Feldstärken und Tabelle 9.8 fasst die Messergebnisse im Vergleich zu den Referenzwerten nach ICNIRP 1998 zusammen.

strengste Referenzwerte bei f = 8,7 MHz			H_{PEAK} [A/m]	H_{RMS} [A/m]
ICNIRP 1998 – Referenzwert für die Allg. bev.	Reizwirkung		7,07	5,0
	ICNIRP1998	thermisch	2,45	0,084
ICNIRP 1998– Referenzwert für berufl. Exposition	Reizwirkung		34,5	24,4
	ICNIRP1998	thermisch	5,38	0,18
lokales Maximum	Distanz zur Antenne = 10 cm		0,59	0,15
	Distanz zur Antenne = 20 cm		0,29	0,071
	Distanz zur Antenne = 35 cm		0,12	0,030
	Distanz zur Antenne = 50 cm		0,070	0,017
Raummittelwert (linear) nach EN 62369-1			0,13	0,033
Raummittelwert (quadratisch) nach EN 62369-1			0,15	0,038

Tabelle 9.8: Tabellarische Zusammenfassung der Messergebnisse mit dem RF-EAS-System EQ45.
Die ICNIRP 1998 - Referenzwerte für die Allgemeinbevölkerung entsprechen den in der EU-Ratsempfehlung 1999/519/EG festgesetzten Referenzwerten.Bezüglich der Definitionen für die Referenzwerte bezüglich „Reizwirkung“ bzw. „“thermisch“, siehe Kapitel 5.8.2.

Die gemäß EN 62369-1 zur Beurteilung heranzuziehenden Raummittelwerte liegen sowohl hinsichtlich der Spitzenwerte als auch hinsichtlich der Effektivwerte unterhalb der Referenzwerte für die Allgemeinbevölkerung. Bezüglich der Spitzenimmissionswerte treten auch in 10 cm Distanz noch keine Überschreitungen der Referenzwerte für die Allgemeinbevölkerung auf. Der lokale Effektivwert liegt dort jedoch bereits oberhalb des

Wärmewirkungs-relevanten Referenzwertes für die Allgemeinbevölkerung, jedoch noch unterhalb des Wärmewirkungs-relevanten Referenzwertes für berufliche Exposition.

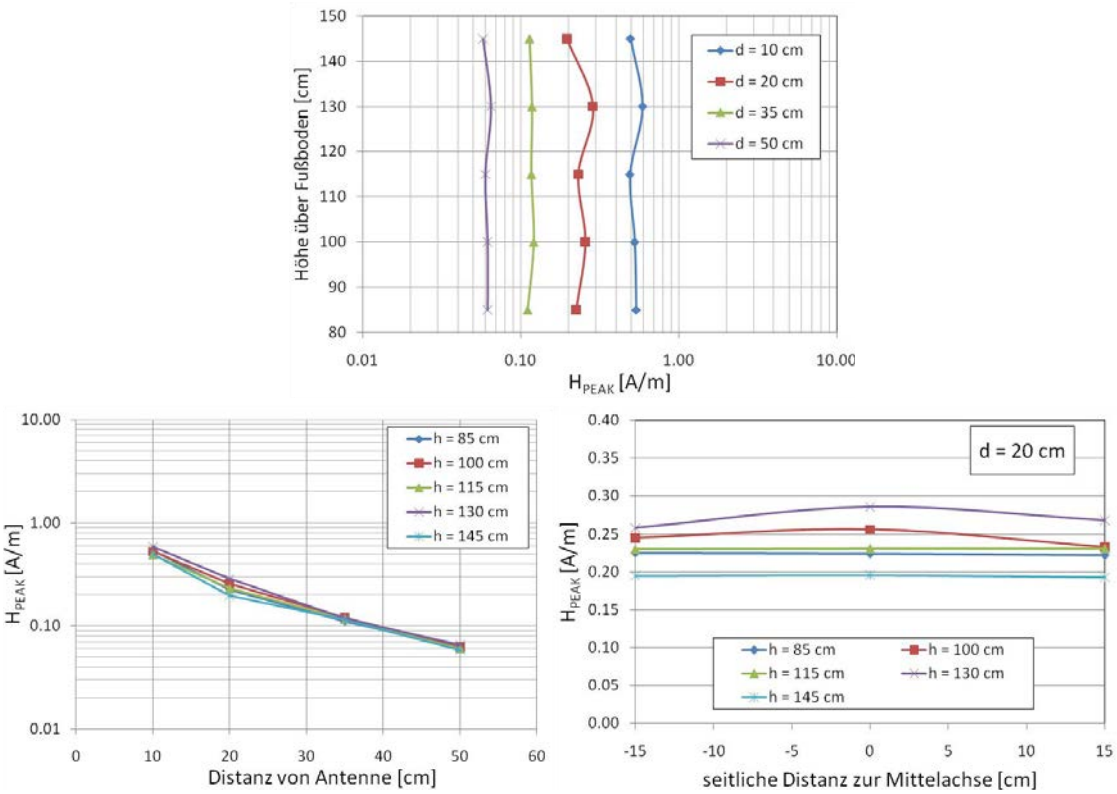


Abbildung 9.18: Verläufe der magnetischen Feldstärke (Spitzenwerte).
Oben: entlang vertikaler Achsen, mittig zur Antenne in unterschiedlichen Distanzen d zur Antenne
Unten, links: entlang horizontaler Achsen, mittig zur Antenne, in unterschiedlichen Höhen h über dem Fußboden
Unten, rechts: in horizontaler Richtung (20 cm Distanz zur Antenne), parallel zur Antennenebene, in unterschiedlichen Höhen h über dem Fußboden

Die maximal in Entfernungen von 20 cm, 35 cm und 50 cm gemessenen lokalen Spitzenwerte der elektrischen Feldstärke betrugen 16,5 V/m, 7,6 V/m und 3,5 V/m. Die elektrischen Immissionen sind daher im Vergleich zu den magnetischen Immissionen aus strahlenschutztechnischer Sicht vernachlässigbar (Spitzen-Referenzwerte für berufliche Exposition $E_{PEAK,Ref.,Reiz}$ = 863 V/m und $E_{PEAK,Ref.,ICNIRP1998@7,5\text{-}8,7MHz}$ = 2049-2154 V/m; Spitzen-Referenzwerte für die Allgemeinbevölkerung $E_{PEAK,Ref.,Reiz}$ = 123 V/m und $E_{PEAK,Ref.,ICNIRP1998@7,5\text{-}8,7MHz}$ = 851-862 V/m). Dies gilt ebenso im Hinblick auf die zugehörigen maximalen Effektivwerte der elektrischen Feldstärke 4,1 V/m, 1,9 V/m und 0,9 V/m in 20 cm, 35 cm und 50 cm Entfernung (Effektiv-Referenzwerte für berufliche Exposition $E_{RMS,Ref.,Reiz}$ = 610 V/m und $E_{RMS,Ref.,therm}$ = 74,4 V/m; Effektiv-Referenzwerte für die Allgemeinbevölkerung $E_{RMS,Ref.,Reiz}$ = 87 V/m und $E_{RMS,Ref.,therm}$ = 30,4 V/m;). Bezüglich der Definitionen von E_{PEAK,Ref_Reiz}, $E_{RMS,Ref.,Reiz}$ und $E_{RMS,Ref.,therm}$, siehe Kapitel 5.8.2.

Insgesamt konnte daher für dieses Gerät die Übereinstimmung mit den ICNIRP 1998 Schutzzielen für die Allgemeinbevölkerung für Distanzen ≥ 20 cm zu den Antennen allein auf Basis von Immissionsmessungen im Nahbereich der Antennen gezeigt werden.

9.3.7 RF-System *Trend*

Das Modell Trend [70] (Abbildung 9.19) ist das im Zuge der statistischen Erhebungen mit Abstand am häufigsten angetroffene EAS System von Checkpoint Systems.

9.3.7.1 Messtechnische Charakterisierung der emittierten Signale

Ähnlich wie bei den zuvor beschriebenen Geräten von Nedap erfolgt auch hier eine Aussendung von kurzen 8,2 MHz Bursts, hier jedoch in Form von Burstpaar-Salven. Bei einer Salvenwiederholzeit von ca. 5 ms und einer Salvendauer von ca. 4 ms, war beim konkret untersuchten Gerät die Aussendung von Burstpaaren mit einer Burstpaar-Wiederholzeit ca. 160-380 µs und einer Burstdauer von ca. 6 µs (Burst-Wiederholzeit im Paar ca. 65 µs) beobachtbar. (Abbildung 9.20).

Abbildung 9.19: RF-EAS-System Trend

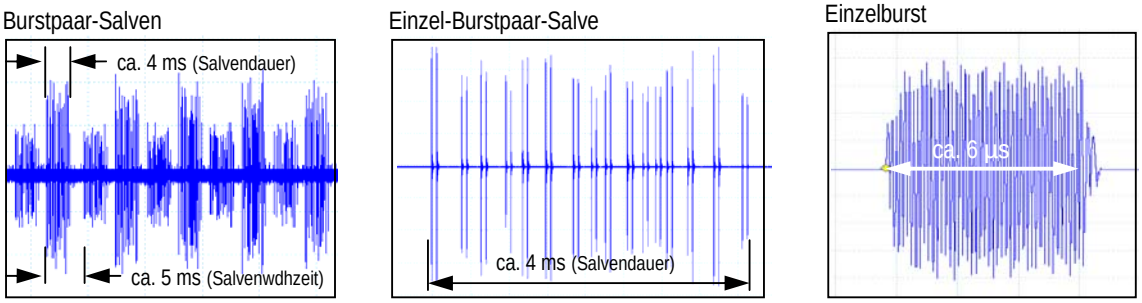


Abbildung 9.20: Zeitverlauf der Magnetfeldimmissionen in ca. 20 cm Distanz zur betrachteten Antenne des untersuchten RF-EAS-Systems Trend (Amplituden nur qualitativ)

Das messtechnisch ermittelte Verhältnis von Spitzenwert zu Effektivwert der magnetischen und elektrischen Feldstärke in 20 cm Abstand zur Antenne lag beim untersuchten System bei ca. 7,1.

9.3.7.2 Ergebnisse der Immissionsmessungen und Bewertung

Abbildung 9.21 zeigt grafisch Verläufe der vom untersuchten Gerät erzeugten magnetischen Feldstärken und Tabelle 9.9 fasst die Messergebnisse im Vergleich zu den Referenzwerten nach ICNIRP 1998 zusammen.

Die gemäß EN 62369-1 zur Beurteilung heranzuziehenden Raummittelwerte liegen sowohl hinsichtlich der Spitzenwerte als auch hinsichtlich der Effektivwerte unterhalb der Referenzwerte für die Allgemeinbevölkerung. Bezüglich der Spitzenimmissionswerte treten auch in 10 cm Distanz noch keine Überschreitungen der Referenzwerte für die Allgemeinbevölkerung auf. Der lokale Effektivwert liegt dort jedoch bereits oberhalb des Referenzwertes für die Allgemeinbevölkerung, aber noch unterhalb des Referenzwertes für berufliche Exposition.

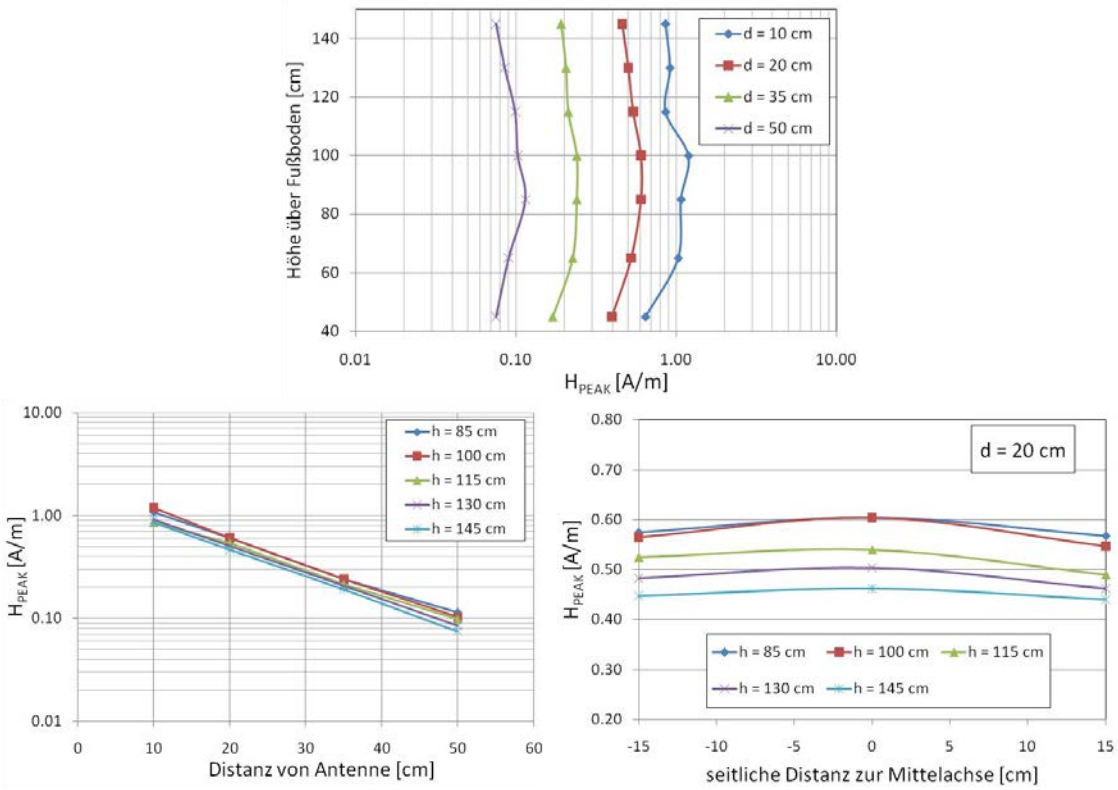


Abbildung 9.21: Verläufe der magnetischen Feldstärke (Spitzenwerte).
Oben: entlang vertikaler Achsen, mittig zur Antenne in unterschiedlichen Distanzen d zur Antenne
Unten, links: entlang horizontaler Achsen, mittig zur Antenne, in unterschiedlichen Höhen h über dem Fußboden
Unten, rechts: in horizontaler Richtung (20 cm Distanz zur Antenne), parallel zur Antennenebene, in unterschiedlichen Höhen h über dem Fußboden

f = 8,2 MHz				H_{PEAK} [A/m]	H_{RMS} [A/m]
ICNIRP 1998 – Referenzwert für die Allg. bev.		Reizwirkung		7,07	5,0
		ICNIRP1998	thermisch	2,50	0,089
ICNIRP 1998– Referenzwert für berufl. Exposition		Reizwirkung		34,5	24,4
		ICNIRP1998	thermisch	5,48	0,20
lokales Maximum	Distanz zur Antenne = 10 cm			1,19	0,17
	Distanz zur Antenne = 20 cm			0,60	0,085
	Distanz zur Antenne = 35 cm			0,24	0,034
	Distanz zur Antenne = 50 cm			0,14	0,019
Raummittelwert (linear) nach EN 62369-1				0,28	0,039
Raummittelwert (quadratisch) nach EN 62369-1				0,33	0,047

Tabelle 9.9: Tabellarische Zusammenfassung der Messergebnisse mit dem RF-EAS-System Trend.
Die ICNIRP 1998 - Referenzwerte für die Allgemeinbevölkerung entsprechen den in der EU-Ratsempfehlung 1999/519/EG festgesetzten Referenzwerten.Bezüglich der Definitionen für die Referenzwerte bezüglich „Reizwirkung“ bzw. „“thermisch“, siehe Kapitel 5.8.2.

Die maximal in Entfernungen von 10 cm, 20 cm und 35 cm gemessenen lokalen Spitzenwerte der elektrischen Feldstärke betrugen 75 V/m, 23 V/m und 8 V/m. Die elektrischen Immissionen sind daher im Vergleich zu den magnetischen Immissionen aus strahlenschutztechnischer Sicht vernachlässigbar (Spitzen-Referenzwert für berufliche Exposition $E_{PEAK,Ref.,Reiz}$ = 863 V/m, $E_{PEAK,Ref.,ICNIRP1998}$ = 2090 V/m; Spitzen-Referenzwert für Allgemeinbevölkerung $E_{PEAK,Ref.,Reiz}$ = 123 V/m, $E_{PEAK,Ref.,ICNIRP1998}$ = 854 V/m). Dies gilt ebenso im Hinblick auf die zugehörigen maximalen Effektivwerte der elektrischen Feldstärke 10,6 V/m, 3,2 V/m und 1,1 V/m in 10 cm, 20 cm und 35 cm Entfernung (Effektiv-Referenzwerte für berufliche Exposition $E_{RMS,Ref.,Reiz}$ = 610 V/m, $E_{RMS,Ref.,therm}$ = 74,4 V/m; Effektiv-Referenzwerte für die Allgemeinbevölkerung $E_{RMS,Ref.,Reiz}$ = 87 V/m, $E_{RMS,Ref.,therm}$ = 30,4 V/m;). Bezüglich der Definitionen von E_{PEAK,Ref_Reiz}, $E_{RMS,Ref.,Reiz}$ und $E_{RMS,Ref.,therm}$, siehe Kapitel 5.8.2.

Insgesamt konnte daher für dieses Gerät die Übereinstimmung mit den ICNIRP 1998 Schutzzielen für die Allgemeinbevölkerung für Distanzen ≥ 20 cm zu den Antennen allein auf Basis von Immissionsmessungen im Nahbereich der Antennen gezeigt werden.

9.3.8 RF-System *Evolve G20*

Abbildung 9.22 zeigt das untersuchte, aus der aktuellsten Produktreihe des Herstellers stammende System Evolve G20 [70].

Abbildung 9.22: RF-EAS-System Evolve G20

9.3.8.1 Messtechnische Charakterisierung der emittierten Signale

Ähnlich wie bei den zuvor beschriebenen anderen RF-Geräten erfolgt auch hier eine Aussendung von kurzen 8,2 MHz Bursts. Bei einer Salvenwiederholzeit von ca. 5 ms und einer Salvendauer von ca. 3,5 ms, war beim konkret untersuchten Gerät eine Burstwiederholzeit von ca. 100 µs und eine Burstdauer von ca. 4 µs messbar (Abbildung 9.23).

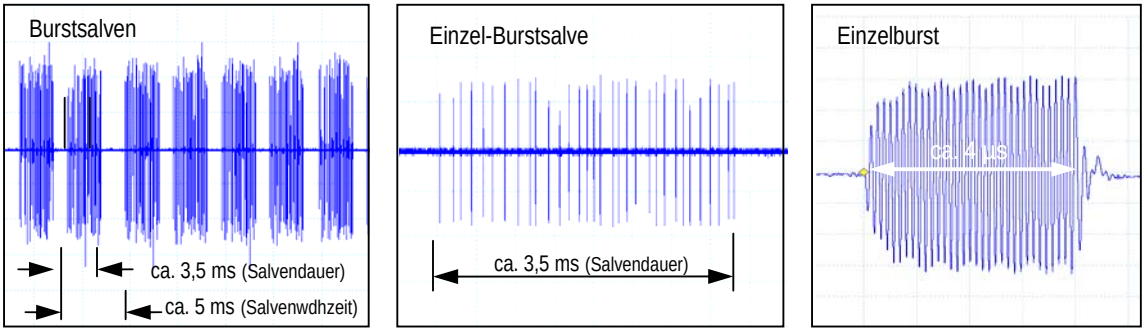


Abbildung 9.23: Zeitverlauf der Magnetfeldimmissionen in ca. 20 cm Distanz zur betrachteten Antenne des untersuchten RF-EAS-Systems Evolve G20 (Amplituden nur qualitativ)

Das messtechnisch ermittelte Verhältnis von Spitzenwert zu Effektivwert der magnetischen und elektrischen Feldstärke in 20 cm Abstand zur Antenne lag beim untersuchten System bei ca. 8,8.

9.3.8.2 Ergebnisse der Immissionsmessungen und Bewertung

Abbildung 9.24 zeigt grafisch Verläufe der vom untersuchten Gerät erzeugten magnetischen Feldstärken und Tabelle 9.10 fasst die Messergebnisse im Vergleich zu den Referenzwerten nach ICNIRP 1998 zusammen.

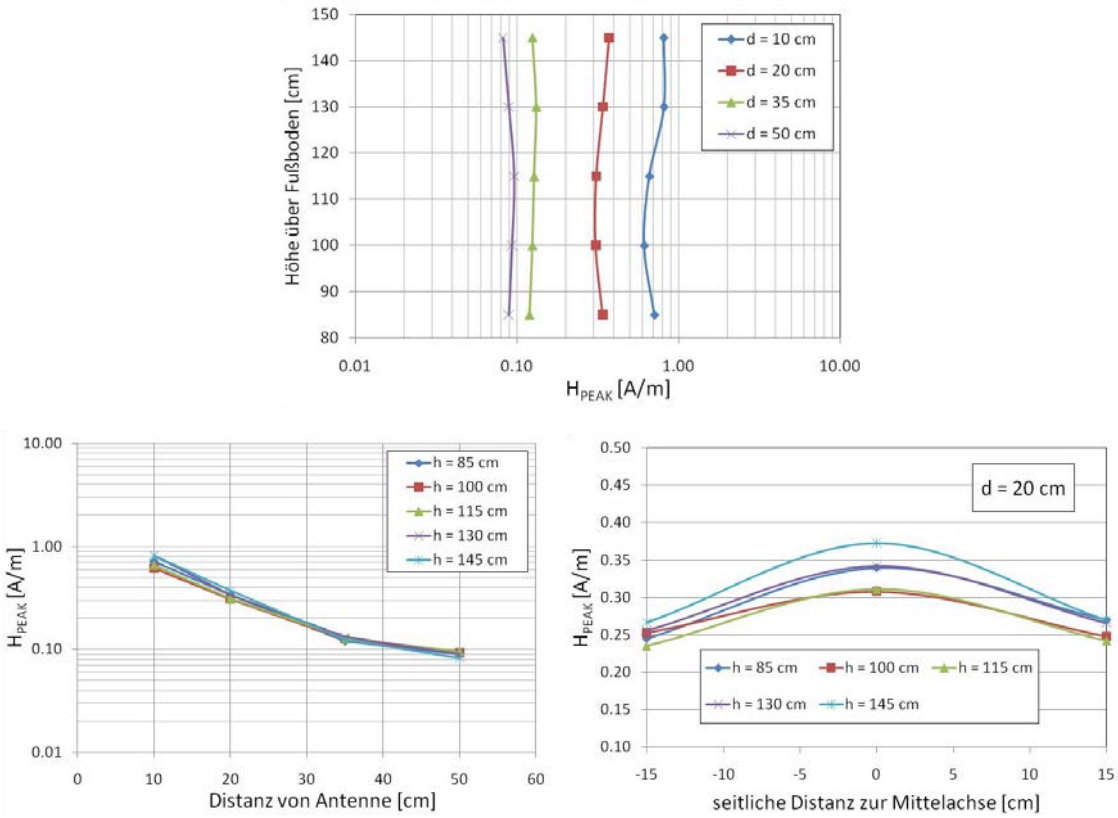


Abbildung 9.24: Verläufe der magnetischen Feldstärke (Spitzenwerte).
Oben: entlang vertikaler Achsen, mittig zur Antenne in unterschiedlichen Distanzen d zur Antenne
Unten, links: entlang horizontaler Achsen, mittig zur Antenne, in unterschiedlichen Höhen h über dem Fußboden
Unten, rechts: in horizontaler Richtung (20 cm Distanz zur Antenne), parallel zur Antennenebene, in unterschiedlichen Höhen h über dem Fußboden

f = 8,2 MHz				H_{PEAK} [A/m]	H_{RMS} [A/m]
ICNIRP 1998 – Referenzwert für die Allg. bev.		Reizwirkung		7,07	5,0
		ICNIRP1998	thermisch	2,50	0,089
ICNIRP 1998– Referenzwert für berufl. Exposition		Reizwirkung		34,5	24,4
		ICNIRP1998	thermisch	5,48	0,20
lokales Maximum	Distanz zur Antenne = 10 cm			0,81	0,092
	Distanz zur Antenne = 20 cm			0,37	0,042
	Distanz zur Antenne = 35 cm			0,15	0,017
	Distanz zur Antenne = 50 cm			0,11	0,013
Raummittelwert (linear) nach EN 62369-1				0,15	0,017
Raummittelwert (quadratisch) nach EN 62369-1				0,18	0,021

Tabelle 9.10: Tabellarische Zusammenfassung der Messergebnisse mit dem RF-EAS-System Evolve G20. Die ICNIRP 1998 - Referenzwerte für die Allgemeinbevölkerung entsprechen den in der EU-Ratsempfehlung 1999/519/EG festgesetzten Referenzwerten. Bezüglich der Definitionen für die Referenzwerte bezüglich „Reizwirkung“ bzw. „“thermisch“, siehe Kapitel 5.8.2.

Die gemäß EN 62369-1 zur Beurteilung heranzuziehenden Raummittelwerte liegen sowohl hinsichtlich der Spitzenwerte als auch hinsichtlich der Effektivwerte unterhalb der Referenzwerte für die Allgemeinbevölkerung. Bezüglich der Spitzenimmissionswerte treten auch in 10 cm Distanz noch keine Überschreitungen der Referenzwerte für die Allgemeinbevölkerung auf. Der lokale Effektivwert liegt dort jedoch bereits geringfügig oberhalb des Referenzwertes für die Allgemeinbevölkerung, aber noch unterhalb des Referenzwertes für berufliche Exposition.

Die maximal in Entfernungen von 10 cm, 20 cm und 30 cm gemessenen lokalen Spitzenwerte der elektrischen Feldstärke betrugen 58 V/m, 25 V/m und 8,5 V/m. Die elektrischen Immissionen sind daher im Vergleich zu den magnetischen Immissionen aus strahlenschutztechnischer Sicht vernachlässigbar (Spitzen-Referenzwert für berufliche Exposition $E_{PEAK,Ref.,Reiz}$ = 863 V/m, Spitzen-Referenzwert für Allgemeinbevölkerung $E_{PEAK,Ref.,Reiz}$ = 123 V/m). Dies gilt ebenso im Hinblick auf die zugehörigen maximalen Effektivwerte der elektrischen Feldstärke 6,6 V/m, 2,8 V/m und 1,0 V/m in 10 cm, 20 cm und 35 cm Entfernung (Effektiv-Referenzwerte für berufliche Exposition $E_{RMS,Ref.,Reiz}$ = 610 V/m, $E_{RMS,Ref.,therm}$ = 74,4 V/m; Effektiv-Referenzwerte für Allgemeinbevölkerung $E_{RMS,Ref.,Reiz}$ = 87 V/m, $E_{RMS,Ref.,therm}$ = 30,4 V/m;). Bezüglich der Definitionen von E_{PEAK,Ref_Reiz}, $E_{RMS,Ref.,Reiz}$ und $E_{RMS,Ref.,therm}$, siehe Kapitel 5.8.2.

9.3.9 AM-System *Stargate*

Das Modell Stargate des Herstellers Gateway [71] ist ein vergleichsweise häufig (relative Häufigkeit ca. 2%, siehe Abbildung 9.3) anzutreffendes AM-EAS-System, wenngleich seine Präsenz nicht an die Häufigkeiten der Geräte des Marktführers bei AM EAS-Systemen (Sensormatic) herankommt. Abbildung 9.25 zeigt das untersuchte Gerät.

Abbildung 9.25: AM-EAS-System Stargate

9.3.9.1 Messtechnische Charakterisierung der emittierten Signale

Das Gerät sendet ca. 1ms lange Bursts der Trägerfrequenz (ca. 58 kHz) mit einer Burst-Wiederholzeit von ca. 40 ms aus (Abbildung 9.26).

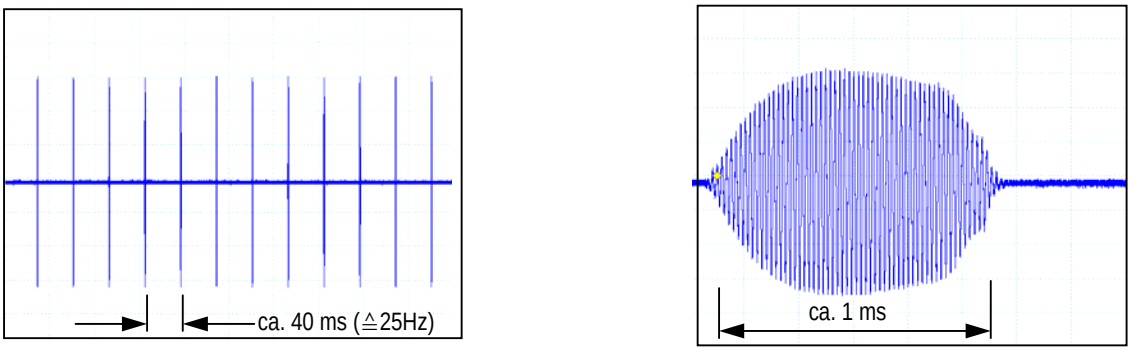


Abbildung 9.26: Zeitverlauf der Magnetfeldimmissionen in ca. 20 cm Distanz zur betrachteten Antenne des untersuchten AM-EAS-Systems Stargate (Amplituden nur qualitativ)

Das messtechnisch ermittelte Verhältnis von Spitzenwert zu Effektivwert der magnetischen Flussdichte in 20 cm Abstand zur Antenne lag beim untersuchten System bei ca. 10.

9.3.9.2 Ergebnisse der Immissionsmessungen und Bewertung

Abbildung 9.27 zeigt grafisch Verläufe der vom untersuchten Gerät erzeugten magnetischen Flussdichten und Tabelle 9.11 fasst die Messergebnisse im Vergleich zu den Referenzwerten nach ICNIRP 1998 zusammen.

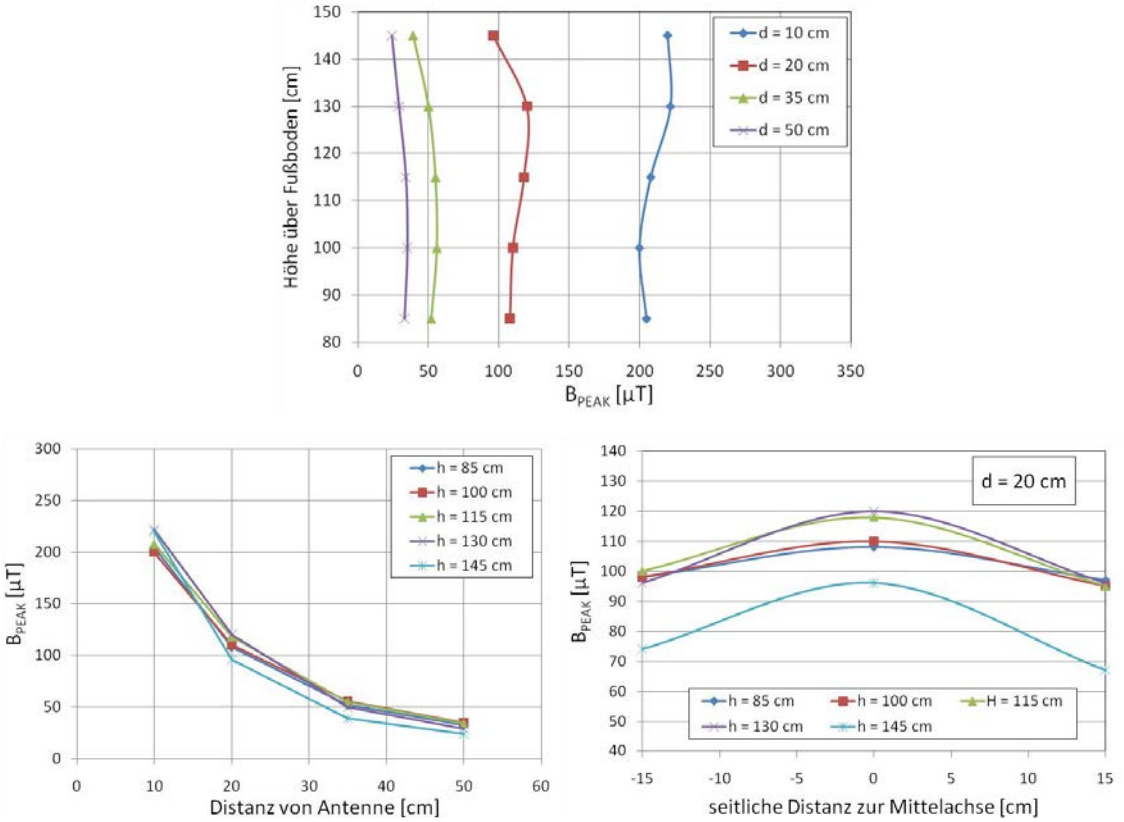


Abbildung 9.27: Verläufe der magnetischen Flussdichte (Spitzenwerte).
Oben: entlang vertikaler Achsen, mittig zur Antenne in unterschiedlichen Distanzen d zur Antenne
Unten, links: entlang horizontaler Achsen, mittig zur Antenne, in unterschiedlichen Höhen h über dem Fußboden
Unten, rechts: in horizontaler Richtung (20 cm Distanz zur Antenne), parallel zur Antennenebene, in unterschiedlichen Höhen h über dem Fußboden

f= 58 kHz		B_{PEAK} [µT]	B_{RMS} [µT]
ICNIRP 1998 – Referenzwert für die Allgemeinbevölkerung		8,84	6,25
ICNIRP 1998– Referenzwert für berufliche Exposition		43,36	30,7
lokales Maximum	Distanz zur Antenne = 10 cm	222	22,1
	Distanz zur Antenne = 20 cm	120	12,0
	Distanz zur Antenne = 35 cm	56	5,58
	Distanz zur Antenne = 50 cm	35	3,49
Raummittelwert (linear) nach EN 62369-1		58	6,53

Tabelle 9.11: Tabellarische Zusammenfassung der Messergebnisse mit dem AM-EAS-System Stargate.
Die ICNIRP 1998 - Referenzwerte für die Allgemeinbevölkerung entsprechen den in der EU-Ratsempfehlung 1999/519/EG festgesetzten Referenzwerten.

Die Spitzenwerte der Immissionen liegen auch nach räumlicher Mittelung gemäß EN 62369-1 noch oberhalb der Referenzwerte für die Allgemeinbevölkerung und berufliche Exposition nach ICNIRP 1998. Bezüglich der räumlich gemittelten Effektivwerte zeigt sich nur eine geringfügige Überschreitung des Referenzwertes für die Allgemeinbevölkerung, aber keine Überschreitung der Referenzwerte für berufliche Exposition. Die im Abstand von 10 cm zur Antenne maximal auftretenden lokalen Spitzenimmissionswerte liegen um mehr als das 25-fache bzw. um mehr als das 5-fache oberhalb der Referenzwerte für die Allgemeinbevölkerung bzw. berufliche Exposition.

Die maximal in Entfernungen von 10 cm, 20 cm und 35 cm gemessenen lokalen Spitzenwerte der elektrischen Feldstärke betrugen 140 V/m, 49 V/m und 24 V/m. Die elektrischen Immissionen sind daher im Vergleich zu den magnetischen Immissionen aus strahlenschutztechnischer Sicht vernachlässigbar (Referenzwert für berufliche Exposition $E_{PEAK,Ref}$ = 863 V/m, Referenzwert für Allgemeinbevölkerung $E_{PEAK,Ref}$ = 123 V/m).

9.3.10 RF-System *Vezia*

Abbildung 9.28 zeigt das untersuchte RF-EAS Modell Vezia des Herstellers AGON.

Abbildung 9.28: RF-EAS-System Vezia

9.3.10.1 Messtechnische Charakterisierung der emittierten Signale

Die messtechnisch untersuchte Version des Modells emittiert ein kontinuierliches Trägersignal, das einen periodischen Frequenzsweep im Frequenzbereich von ca. 7,5 MHz bis ca. 8,8 MHz aufweist. Die Periode des Frequenzsweeps beträgt typischer weise einige wenige Millisekunden. Das Verhältnis von Spitzenwert zu Effektivwert liegt beim konkret untersuchten Gerät demnach bei ca. 1,41.

Auf Basis der Erkenntnisse von stichprobenhaft durchgeführten zusätzlichen Messungen zeigte sich, dass der Betrieb von Vezia-Geräten offensichtlich auch im „Pulse-Listen“ Modus möglich bzw. üblich ist.

9.3.10.2 Ergebnisse der Immissionsmessungen und Bewertung

Abbildung 9.29 zeigt grafisch Verläufe der vom untersuchten Gerät erzeugten magnetischen Feldstärken und Tabelle 9.12 fasst die Messergebnisse im Vergleich zu den Referenzwerten nach ICNIRP 1998 zusammen.

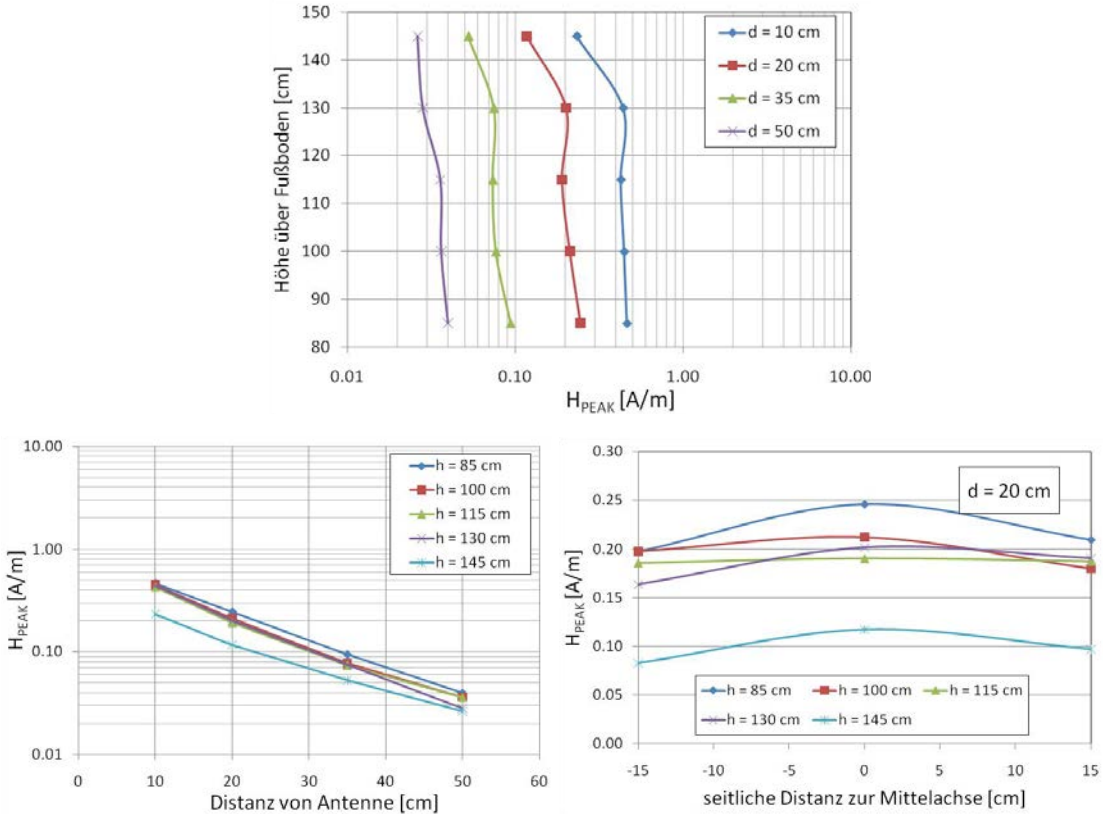


Abbildung 9.29: Verläufe der magnetischen Feldstärke (Spitzenwerte).
Oben: entlang vertikaler Achsen, mittig zur Antenne in unterschiedlichen Distanzen d zur Antenne
Unten, links: entlang horizontaler Achsen, mittig zur Antenne, in unterschiedlichen Höhen h über dem Fußboden
Unten, rechts: in horizontaler Richtung (20 cm Distanz zur Antenne), parallel zur Antennenebene, in unterschiedlichen Höhen h über dem Fußboden

Die gemäß EN 62369-1 zur Beurteilung heranzuziehenden Raummittelwerte liegen sowohl hinsichtlich der Spitzenwerte als auch hinsichtlich der Effektivwerte unterhalb der Referenzwerte für die Allgemeinbevölkerung. Bezüglich der Spitzenimmissionswerte treten auch in 10 cm Distanz noch keine Überschreitungen der Referenzwerte für die Allgemeinbevölkerung auf.

strengste Referenzwerte bei f = 8,8 MHz				H_{PEAK} [A/m]	H_{RMS} [A/m]
ICNIRP 1998 – Referenzwert für die Allg. bev.		Reizwirkung		7,07	5,0
		ICNIRP1998	thermisch	2,44	0,083
ICNIRP 1998– Referenzwert für berufl. Exposition		Reizwirkung		34,5	24,4
		ICNIRP1998	thermisch	5,35	0,18
lokales Maximum	Distanz zur Antenne = 10 cm			0,465	0,329
	Distanz zur Antenne = 20 cm			0,246	0,174
	Distanz zur Antenne = 35 cm			0,094	0,067
	Distanz zur Antenne = 50 cm			0,040	0,028
Raummittelwert (linear) nach EN 62369-1				0,092	0,065
Raummittelwert (quadratisch) nach EN 62369-1				0,114	0,081

Tabelle 9.12: Tabellarische Zusammenfassung der Messergebnisse mit dem RF-EAS-System Vezia.
Die ICNIRP 1998 - Referenzwerte für die Allgemeinbevölkerung entsprechen den in der EU-Ratsempfehlung 1999/519/EG festgesetzten Referenzwerten.Bezüglich der Definitionen für die Referenzwerte bezüglich „Reizwirkung“ bzw. „“thermisch“, siehe Kapitel 5.8.2.

Der lokale Effektivwert liegt jedoch bereits in 20 cm Distanz oberhalb des Referenzwertes für die Allgemeinbevölkerung und in 10 cm Distanz auch oberhalb des Referenzwertes für berufliche Exposition.

Die maximal in Entfernungen von 20 cm, 35 cm und 50 cm gemessenen lokalen Effektivwerte der elektrischen Feldstärke betrugen 4,2 V/m, 1,8 V/m und 0,9 V/m. Die elektrischen Immissionen sind daher im Vergleich zu den magnetischen Immissionen aus strahlenschutztechnischer Sicht vernachlässigbar (Effektiv-Referenzwerte für berufliche Exposition $E_{RMS,Ref.,Reiz}$ = 610 V/m, $E_{RMS,Ref.,therm}$ = 74,4 V/m; Effektiv-Referenzwerte für Allgemeinbevölkerung $E_{RMS,Ref.,Reiz}$ = 87 V/m, $E_{RMS,Ref.,therm}$ = 30,4 V/m;). Bezüglich der Definitionen von $E_{RMS,Ref.,Reiz}$ und $E_{RMS,Ref.,therm}$, siehe Kapitel 5.8.2.

Insgesamt konnte daher für dieses Gerät die Übereinstimmung mit den ICNIRP 1998 Schutzzielen für die Allgemeinbevölkerung allein auf Basis von Immissionsmessungen im Nahbereich der Antennen erst für Distanzen ≥ ca. 30 cm zu den Antennen gezeigt werden.

9.3.11 RF-System *Prestigeguard*

Abbildung 9.30 zeigt das untersuchte RF-EAS Modell Prestigeguard des Herstellers Shopguard.

Abbildung 9.30: RF-EAS-System Prestigeguard

9.3.11.1 Messtechnische Charakterisierung der emittierten Signale

Die Magnetfeldimmissionen des konkret untersuchten Systems entsprechen einem kontinuierlichen Trägersignal, das einen periodischen Frequenzsweep im Frequenzbereich von ca. 7,5 MHz bis ca. 8,8 MHz aufweist, wobei eine zusätzliche periodische Amplitudenschwankung des Trägersignals erkennbar ist (Abbildung 9.31). Die Periode des Frequenzsweeps beträgt typischer Weise einige wenige Millisekunden, jene der Amplitudenschwankungen ca. 12 ms.

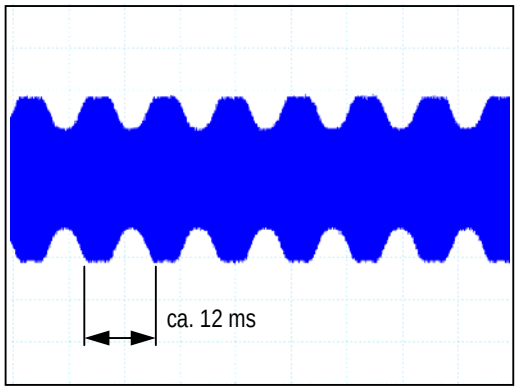


Abbildung 9.31: Zeitverlauf der Magnetfeldimmissionen in ca. 10 cm Distanz zur betrachteten Antenne des untersuchten RF-EAS-Systems Prestigeguard (Amplituden nur qualitativ)

Das messtechnisch ermittelte Verhältnis von Spitzenwert zu Effektivwert der magnetischen Feldstärke in 20 cm Abstand zur Antenne lag beim untersuchten System bei ca. 1,7.

9.3.11.2 Ergebnisse der Immissionsmessungen und Bewertung

Abbildung 9.32 zeigt grafisch Verläufe der vom untersuchten Gerät erzeugten magnetischen Feldstärken und Tabelle 9.13 fasst die Messergebnisse im Vergleich zu den Referenzwerten nach ICNIRP 1998 zusammen.

Im Untersuchten Feldbereich (bis 10 cm an die Antennen heran) wurden beim untersuchten Gerät demnach keinerlei Überschreitungen der Referenzwerte für die magnetische Feldstärke festgestellt.

Die in Entfernungen von 10 cm, und 20 cm zur Antenne maximal gemessenen lokalen Spitzenwerte der elektrischen Feldstärke betrugen 5,3 V/m und 2,6 V/m. Die elektrischen Immissionen sind daher im Vergleich zu den magnetischen Immissionen aus strahlenschutztechnischer Sicht vernachlässigbar (Spitzen-Referenzwert für berufliche Exposition $E_{PEAK,Ref.,Reiz}$ = 863 V/m, Spitzen-Referenzwert für Allgemeinbevölkerung $E_{PEAK,Ref.,Reiz}$ = 123 V/m). Dies gilt ebenso im Hinblick auf die zugehörigen maximalen Effektivwerte der elektrischen Feldstärke 3,1 V/m, und 1,5 V/m in 10 cm und 20 cm Entfernung (Effektiv-Referenzwerte für berufliche Exposition $E_{RMS,Ref.,Reiz}$ = 610 V/m, $E_{RMS,Ref.,therm}$ = 74,4 V/m; Effektiv-Referenzwerte für Allgemeinbevölkerung $E_{RMS,Ref.,Reiz}$ = 87 V/m, $E_{RMS,Ref.,therm}$ = 30,4 V/m;). Bezüglich der Definitionen von E_{PEAK,Ref_Reiz}, $E_{RMS,Ref.,Reiz}$ und $E_{RMS,Ref.,therm}$, siehe Kapitel 5.8.2.

Insgesamt konnte daher für dieses Gerät die Übereinstimmung mit den ICNIRP 1998 Schutzzielen für die Allgemeinbevölkerung für Distanzen ≥ 10 cm zu den Antennen allein auf Basis von Immissionsmessungen im Nahbereich der Antennen gezeigt werden.

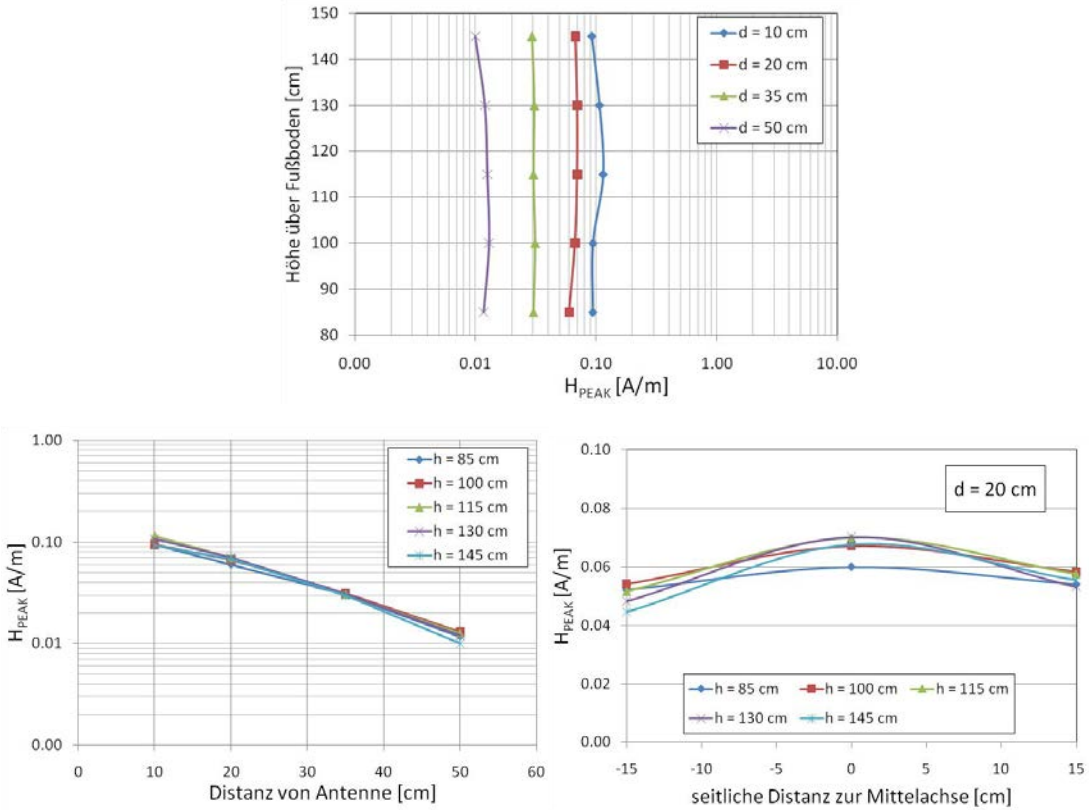


Abbildung 9.32: Verläufe der magnetischen Feldstärke (Spitzenwerte).
Oben: entlang vertikaler Achsen, mittig zur Antenne in unterschiedlichen Distanzen d zur Antenne
Unten, links: entlang horizontaler Achsen, mittig zur Antenne, in unterschiedlichen Höhen h über dem Fußboden
Unten, rechts: in horizontaler Richtung (20 cm Distanz zur Antenne), parallel zur Antennenebene, in unterschiedlichen Höhen h über dem Fußboden

strengste Referenzwerte bei f = 8,8 MHz				H_{PEAK} [A/m]	H_{RMS} [A/m]
ICNIRP 1998 – Referenzwert für die Allg. bev.		Reizwirkung		7,07	5,0
		ICNIRP1998	thermisch	2,44	0,083
ICNIRP 1998– Referenzwert für berufl. Exposition		Reizwirkung		34,5	24,4
		ICNIRP1998	thermisch	5,35	0,18
lokales Maximum	Distanz zur Antenne = 10 cm			0,115	0,068
	Distanz zur Antenne = 20 cm			0,070	0,041
	Distanz zur Antenne = 35 cm			0,031	0,019
	Distanz zur Antenne = 50 cm			0,015	0,009
Raummittelwert (linear) nach EN 62369-1				0,031	0,018
Raummittelwert (quadratisch) nach EN 62369-1				0,037	0,022

Tabelle 9.13: Tabellarische Zusammenfassung der Messergebnisse mit dem RF-EAS-System Prestigeguard.
Die ICNIRP 1998 - Referenzwerte für die Allgemeinbevölkerung entsprechen den in der EU-Ratsempfehlung 1999/519/EG festgesetzten Referenzwerten.Bezüglich der Definitionen für die Referenzwerte bezüglich „Reizwirkung“ bzw. „“thermisch“, siehe Kapitel 5.8.2.

9.3.12 Zusätzliche Messungen an einem Referenzpunkt

Ergänzend zu den im vorangegangenen Kapitel beschriebenen detaillierten Messungen im Einzelhandel an zehn unterschiedlichen EAS-Anlagen wurden stichprobenhaft eine Reihe weiterer Messungen an einem Referenzpunkt (mittig zur Antenne, 85 cm über dem Boden, in 20 cm Entfernung zur Antenne) durchgeführt. Diese Messungen dienten dazu, um den Variationsbereich der von unterschiedlichen EAS-Systeme des gleichen Typs in der Praxis hervorgerufenen magnetischen Immissionen abschätzen zu können. Abbildung 9.33 und Abbildung 9.34 illustrieren die dabei gefundenen Streuungen der Immissionen.

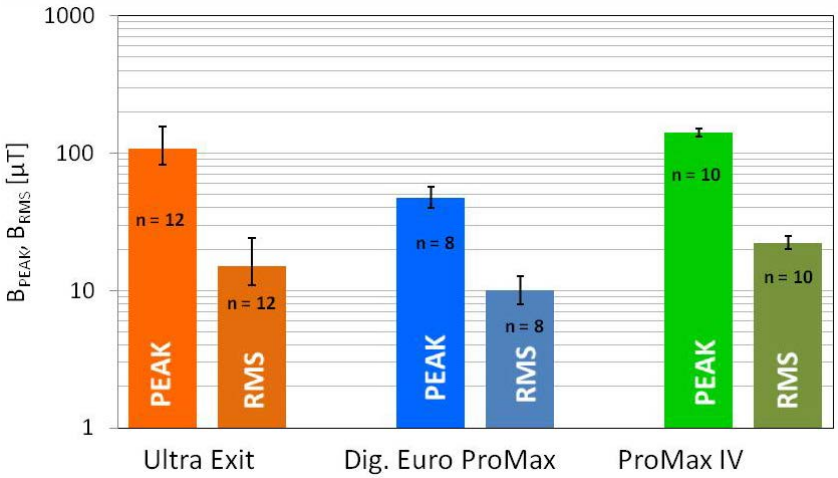


Abbildung 9.33: Variationen der magnetischen Flussdichte (Spitzenwerte und Effektivwerte) nahe den Antennen von AM-EAS Anlagenmodellen des gleichen Typs, gemessen in einem Referenzpunkt (20 cm Distanz zur Antenne, 85 cm Höhe über dem Boden, mittig zur Antenne). Balkenhöhe = Mittelwert, Fehlerindikator = Spannweite.

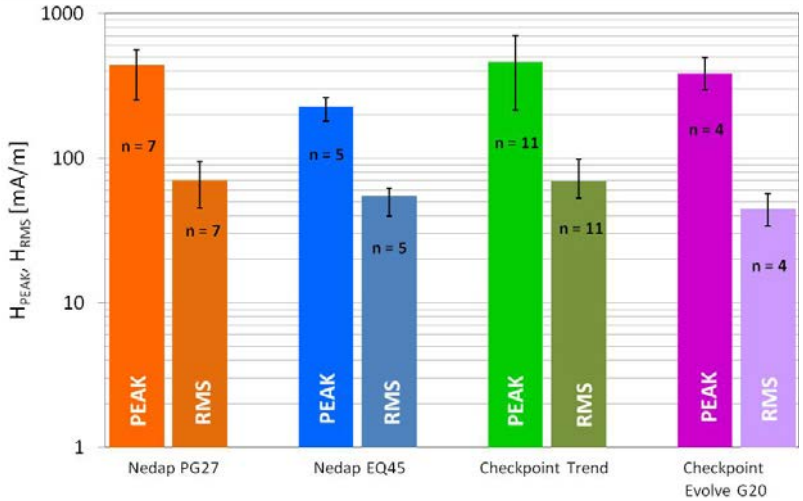


Abbildung 9.34: Variationen der magnetischen Feldstärke (Spitzenwerte und Effektivwerte) nahe den Antennen von RF-EAS Anlagenmodellen des gleichen Typs, gemessen in einem Referenzpunkt (20 cm Distanz zur Antenne, 85 cm Höhe über dem Boden, mittig zur Antenne). Balkenhöhe = Mittelwert, Fehlerindikator = Spannweite.

9.3.13 Zusammenfassung der Messungen im Einzelhandel

Abbildung 9.35 und Abbildung 9.36 fassen die Messergebnisse im Einzelhandel basierend auf dem Verhältnis der Immissionswerte zu den jeweiligen Referenzwerten für die Allgemeinbevölkerung zusammen. Abbildung 9.35 zeigt die Verhältnisse für die

Spitzenwerte und Abbildung 9.36 für die Effektivwerte der Immissionen. Die Ergebnisse zeigen vor allem bei den untersuchten AM-EAS Anlagen nicht nur lokal deutliche Überschreitungen der anzuwendenden Referenzwerte nach ICNIRP 1998, sondern auch nach räumlicher Mittelung über das nach EN62369-1 zu verwendende Raumgitter waren bei allen untersuchten AM-EAS-Anlagen die Spitzen-Referenzwerte für die Allgemeinbevölkerung noch überschritten (Abbildung 9.35). Die Bewertung der Konformität der Anlagen bezüglich der Schutzziele nach ICNIRP 1998 kann daher nur auf der Grundlage der Basiswerte erfolgen.

Im Gegensatz dazu zeigten die untersuchten RF-EAS-Anlagen zwar teilweise ebenfalls lokale Überschreitungen der anzuwendenden Referenzwerte, jedoch lagen die Raummittelwerte in allen untersuchten Fällen unterhalb der Referenzwerte für die Allgemeinbevölkerung.

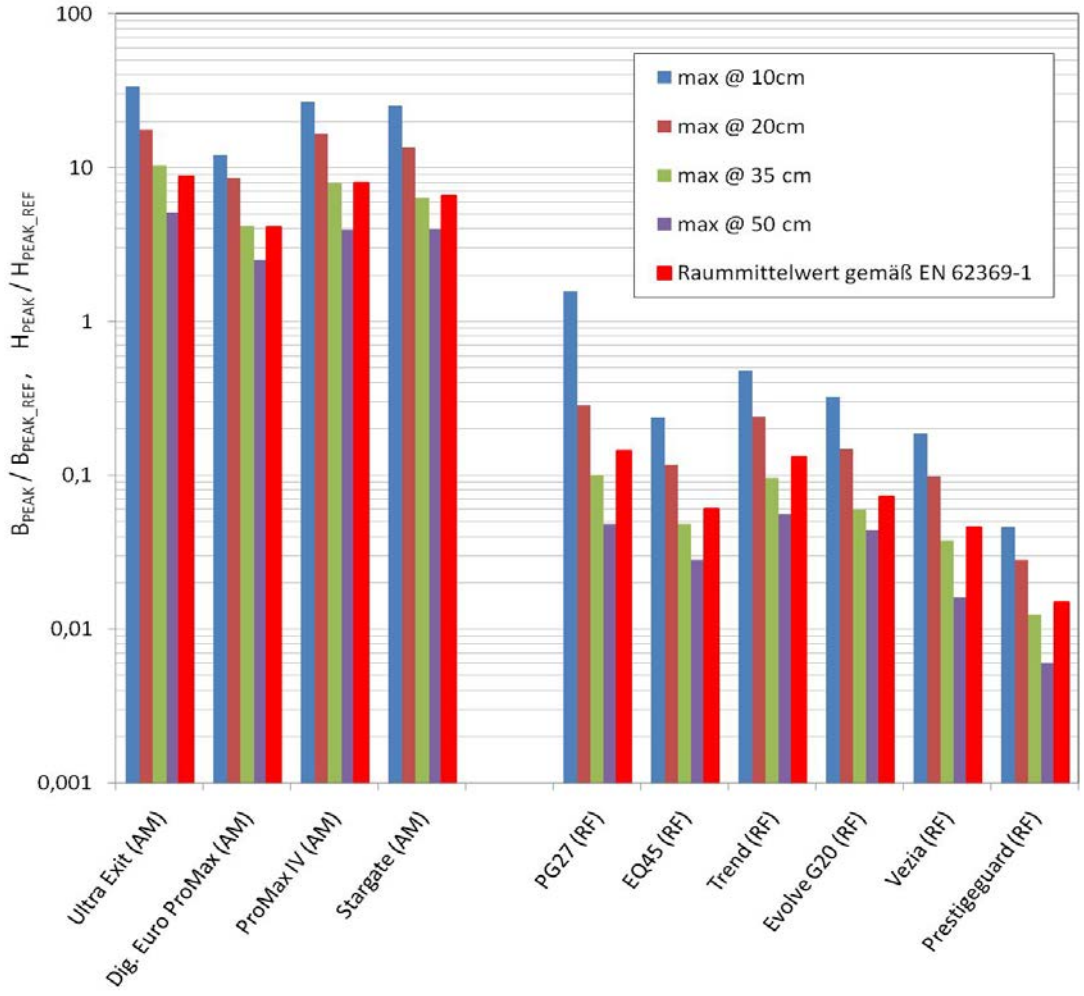


Abbildung 9.35: Verhältnisse von maximalem Immissionswert zum Referenzwert für Allgemeinbevölkerung nach ICNIRP 1998 (Spitzenwerte für Reizwirkung) für die unterschiedlichen vor Ort im Einzelhandel gemessenen EAS-Systeme. Es wurden jeweils die Spitzen-Referenzwerte (für Reizwirkung) gemäß ICNIRP 1998 als Bezugsgrößen verwendet, d.h., $B_{PEAK,Ref,Reiz.}$ = 8,84 µT für AM-Systeme (58 kHz) und $H_{PEAK,Ref.,Reiz}$ = 2,5 A/m für die RF Systeme (8,2 MHz).

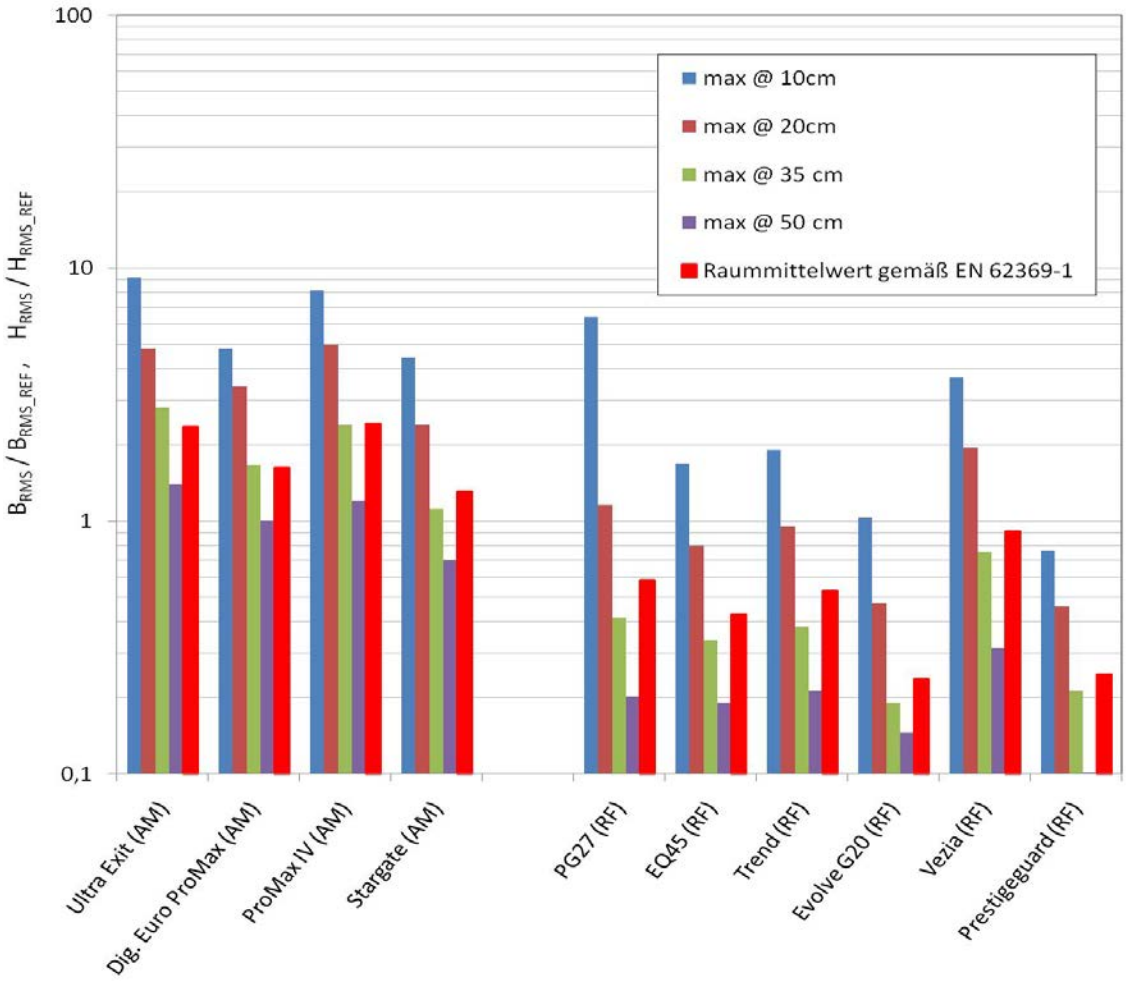


Abbildung 9.36: Verhältnisse von maximalem Immissionswert zum Referenzwert für Allgemeinbevölkerung nach ICNIRP 1998 (Effektivwerte) für die unterschiedlichen vor Ort im Einzelhandel gemessenen EAS-Systeme. Es wurden jeweils die Effektiv-Referenzwerte gemäß ICNIRP 1998 als Bezugsgrößen verwendet, d.h., $B_{RMS,Ref.}$ = 6,25 µT für AM-Systeme (58 kHz) und $H_{RMS,Ref.}$ = 0,089 A/m für die RF Systeme (8,2 MHz)..

9.4 Messungen unter Laborbedingungen und numerische Berechnungen

Da die in voranstehendem Kapitel beschriebenen Messungen im Einzelhandel zeigten, dass für eine verlässliche strahlenschutztechnische Beurteilung der Expositionsverhältnisse nahe den Antennen von EAS Anlagen, aufgrund der Überschreitungen der Referenzwerte, in den meisten Fällen nur auf der Grundlage der Basiswerte erfolgen kann, wurden für einige ausgewählte EAS Geräte detaillierte Messungen der Feldverteilung im Nahbereich der Antenne durchgeführt. Diese Messungen dienten als Grundlage für die numerische Modellierung der betrachteten Antennen. Mit den numerischen Antennenmodellen erfolgten schließlich Berechnungen der induzierten Stromdichten bzw. SAR im Gewebe anatomischer Körpermodelle in unterschiedlichen Expositionsszenarien.

Da die Erfahrungen beim Versuch EAS-Systeme vor Ort im Einzelhandel für Messungen zugänglich zu machen (vgl. Kapitel 9.1) zeigten, dass detaillierte Messungen vor Ort, aufgrund des erhöhten Zeitaufwandes, schwierig bis fast unmöglich durchzuführen sind, wurde angestrebt Unterstützung von den größten Herstellern (Sensormatic, Nedap und Checkpoint) in Form von für die Messungen zur Verfügung gestellten EAS-Geräten zu

bekommen. Auch hier zeigten sich interessanter Weise sehr unterschiedliche Zugänge zum Thema des nichtionisierenden Strahlenschutzes in den unterschiedlichen Firmen. Beispielsweise stellte Nedap unverzüglich nach der Anfrage ohne jede Vorbedingung eine ganze Reihe von Geräten (nicht nur EAS, sondern auch Mehrbit-RFID Systeme) und technischen Support für die detaillierten Untersuchungen zur Verfügung. Auch Firma Sensormatic, stellte nach Unterzeichnung einer Vertraulichkeitserklärung bezüglich Publikation von Gerätedetails mehrere EAS-Geräte und technische Unterstützung zur Verfügung. Von Checkpoint Systems konnte diese oder eine ähnliche Art der Unterstützung innerhalb des Projektzeitraums, trotz wiederholter Bemühungen unsererseits, leider nicht erwirkt werden.

Im Hinblick auf detaillierte Messungen und numerische Berechnungen von EAS-Anlagen der Firma Checkpoint Systems führte jedoch schließlich eine Intensivierung der Suche nach kooperationsbereiten Einzelhändlern zum Erfolg, sodass auch für zwei EAS-Geräte der Firma Checkpoint Systems numerische Modelle entwickelt und damit entsprechende numerische Berechnungen durchgeführt werden konnten.

9.4.1 Messmethode und Messunsicherheit

Die detaillierten Messungen an EAS Anlagen unter Laborbedingungen erfolgten in einem dreidimensionalen Raumgitter (Schrittweite 10-15 cm), im Höhenbereich von 15 cm bis 185 cm über dem Boden. Es wurden die in Tabelle 9.14 gelisteten Messgeräte verwendet.

Messgerät/-system	Hersteller	Sondentyp (Feldgröße) / Frequenzbereich	Kalibrierunsicherheit (k=2)
ELT400	Narda	H-Feld (5 Hz -400 kHz)	±15%
ESM-100	Maschek	E-Feld (5 Hz – 400 kHz)	±15%
EMR300 mit Sonde Typ 18	Narda	E-Feld (100 kHz – 3 GHz)	±20%
SRM3000 mit H-Sonde	Narda	H-Feld (100 kHz – 250 MHz)	±20%

Tabelle 9.14: Verwendete Messgeräte für die Messungen an EAS-Systemen unter Laborbedingungen

Die Gesamtmessunsicherheit wird neben den in Tabelle 9.14 angegebenen Werten für die Kalibrierunsicherheit vor allem durch die Positionierunsicherheit der Feldsonden bestimmt. Im Fall der Messungen unter Laborbedingungen kann diese mit maximal ± 1 cm angegeben werden. Der Beitrag zur Gesamtunsicherheit zufolge der Sondenpositionierunsicherheit ist vom vorherrschenden Feldgradienten und damit auch von der Entfernung der Messposition zur Antenne abhängig. Aus den vorliegenden Messdaten und der daraus ermittelbaren Feldgradienten kann diese Unsicherheit im Bereich zwischen ±3 und ±8% abgeschätzt werden. Für die durchgeführten Messungen ergeben sich damit die in Tabelle 9.15 angeführten erweiterten Gesamtmessunsicherheiten.

Messung	Gesamtmessunsicherheit (k=2)
H-Feld bei 58 kHz	±16% …± 22%
E-Feld bei 58 kHz	±16% …± 22%
H-Feld bei 8.2 MHz	± 21% …± 26%
E-Feld bei 8.2 MHz	± 21% …± 26%

Tabelle 9.15: Gesamtmessunsicherheiten für die Messungen an EAS-Systemen unter Laborbedingungen

9.4.2 Allgemeine Expositionsszenarien

Je nach Ausführungsform der RFID-Geräte sind in der Praxis sehr unterschiedliche Expositionssituationen möglich, die die gesamte Bandbreite von stark lokaler Exposition bis hin zu annähernd gleichmäßiger Befeldung des ganzen Körpers umfassen können. Um den in der Praxis am meisten relevanten Situationen Rechnung zu tragen und gleichzeitig auch (in der Realität zwar seltene aber nicht auszuschließende) Situationen mit besonders hoher Exposition abzudecken wurden unterschiedliche Expositionssituationen definiert.

Unter allgemeinen Expositionssituationen werden hier zunächst Berechnungen mit den anatomischen Körpermodellen („Duke“, „Ella“ und „Roberta“, siehe Kapitel 5.7) verstanden, wobei die Körpermodelle keine metallischen Implantate beinhalten. Zusätzliche Szenarien zur Abschätzung der Exposition von Personen mit metallischen Implantaten wurden ebenfalls untersucht und sind in Kapitel 9.4.3 beschrieben.

Die für EAS-Systeme typische Expositionssituation ist jene, bei der eine Person seitlich zu den Antennen die Anlage passiert (beim Betreten oder verlassen des Geschäftslokals). In EN 62369-1 wird zur Beurteilung der Konformität von EAS-Systemen im Hinblick auf den Schutz vor unzulässig hoher Exposition diese Situation mit einem Abstand von 20 cm zwischen Rumpf und Oberfläche der Antennenabdeckung angenommen. In der Praxis zeigen sich jedoch auch Situationen mit wesentlich geringerem Abstand zu den Antennen, die a priori als wesentlich kritischer im Hinblick auf die induzierten Ströme im Körper angesehen werden müssen, als die in EN 62369-1 definierte Situation. Auch wenn derartige Expositionssituationen mit geringerem Abständen zu den Antennen nicht den Regelfall darstellen, so sind sie in der Praxis beobachtbar. Abbildung 9.37 und Abbildung 9.38 vermitteln einen Eindruck für nur einige wenige Beispiele solcher Situationen, wie sie im Zuge der statistischen Erhebungen und Messungen in Einkaufszentren bzw. Einkaufsstraßen zufällig angetroffen wurden.

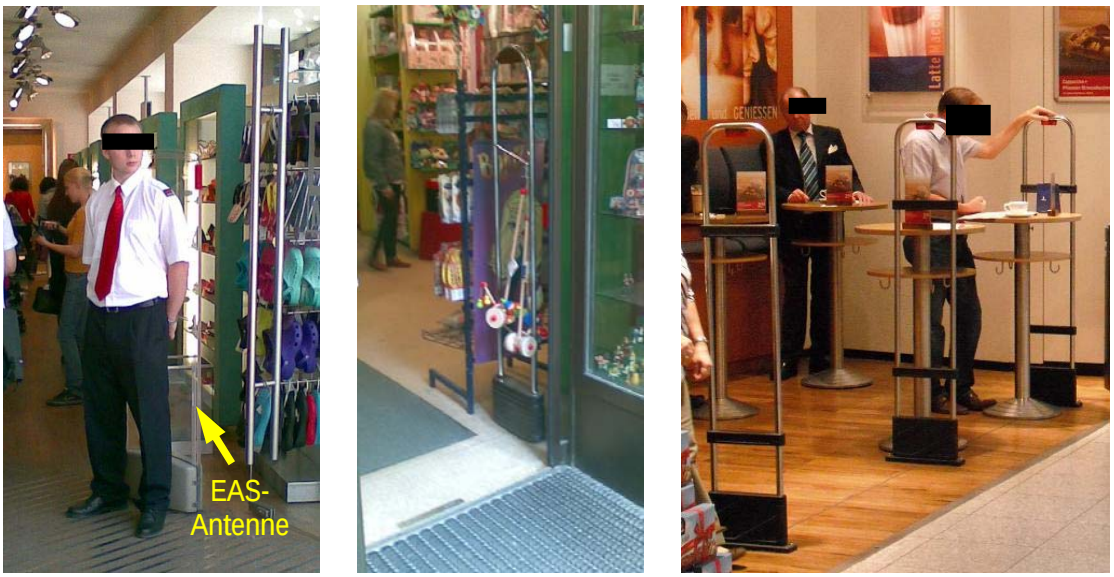


Abbildung 9.37: Beispiele von Situationen bzw. Anordnungen von EAS Anlagen, die potenziell zu höherer Exposition führen können, als die in EN 62369-1 betrachtete Situation (Teil 1). Links: Sicherheitspersonal im Eingangsbereich von Geschäften steht unmittelbar vor der Antenne des EAS-Systems (Distanz ca. 5 cm, parallel zur Antenne). Mitte: Im Eingangsbereich eines Spielwarengeschäfts ist Spielzeug an der EAS-Antenne aufgehängt, was potenziell Kinder dazu verleiten kann unmittelbar vor der und nahe zur Antenne zu verweilen. Rechts: Tische eines Stehcafes stehen zwischen den Antennen des EAS-Systems, was zu entsprechend lang andauernder und relativ hoher Exposition führen kann.

Abbildung 9.38: Beispiele von Situationen bzw. Anordnungen von EAS Anlagen, die potenziell zu höherer Exposition führen können, als die in EN 62369-1 betrachtete Situation (Teil 2). Links: Im Bereich zwischen den Antennen aufgestellte Ware führt potenziell dazu, dass sich dafür interessierende Kunden für längere Zeit sehr nahe zu einer Antenne aufhalten. Rechts: EAS-Antenne direkt hinter der Kassierin (Annäherung bis auf 5 cm möglich), die dadurch möglicherweise mehrere Stunden einer potenziell hohen Exposition ausgesetzt ist.

Im Rahmen der durchgeführten numerischen Berechnungen wurden daher neben der in EN 62369-1 definierten Situation mit 20 cm seitlichem Abstand des Rumpfes zur Antenne zusätzlich weitere Expositionsituationen mit geringerem Abstand zu Antenne betrachtet. Die Berechnungen erfolgten mit dem männlichen Erwachsenenmodell „Duke“ aus der *Virtual Family* und dem weiblichen fünfjährigen Kindermodell „Roberta“ aus dem *Virtual Classroom,* entwickelt in einem Ressortforschungsprojekt des Bundesamtes für Strahlenschutz [74].

Abbildung 9.39 zeigt die in Zusammenhang mit EAS-Systemen betrachteten Expositionsszenarien. Neben dem Szenario „Duke, lateral, 20 cm“ (entsprechend EN 62369-1) wurde die Situation eines mit dem Rücken parallel in 10 cm Abstand zur Antenne stehenden erwachsenen Mannes („Duke, dorsal, 10 cm“), sowie die Situation eines fünfjährigen Kindes mit dem Rücken parallel in geringem Abstand x zur Antenne betrachtet („Roberta, dorsal, x cm“). In letztgenanntem Szenario wurde der Abstand x, je nach betrachtetem EAS-System teilweise unterschiedlich angenommen. Details dazu finden sich in den jeweiligen Kapiteln mit den Berechnungsergebnissen.

Zusätzlich zur Exposition, verursacht von den am Boden im Ausgangsbereich von Geschäftslokalen montierten EAS-Antennen wurden auch Untersuchungen im Hinblick auf die Exposition gegenüber den von Deaktivatoren für EAS-Etiketten verursachten Feldern durchgeführt. Diese Geräte sind zumeist in den Kassentresen integriert und erzeugen zum Zwecke der Deaktivierung der Etiketten relativ große Magnetfeldimpulse. Es wurde jeweils ein Gerät aus der Klasse der Deaktivatoren für AM-EAS Etiketten und aus der Klasse der Deaktivatoren für RF-EAS Etiketten messtechnisch und auf Basis von numerischen Berechnungen untersucht.

Bei einer Beurteilung nach den ICNIRP Guidelines 1998 [7] ist vor allem die im Zentralnervensystem in Kopf und Rumpf induzierte Stromdichte von Interesse. Messungen im Nahbereich der Deaktivatoren zeigten im Rumpfbereich (bei typischer Gebrauchsposition) Magnetfeld-Spitzenwerte der Deaktivierungsimpulse, die oberhalb der ICNIRP-Referenzwerte für berufliche Exposition lagen. Eines der betrachteten Expositionsszenarien

geht daher von einer realistischen worst case Situation aus, bei dem sich das Kassenpersonal mit dem Bauch bis auf ca. 10 cm an den Deaktivator annähert (Abbildung 9.40, links). Als Körpermodell wurde dazu das erwachsene weibliche Modell „Ella“ aus der Virtual Family verwendet. Wahrscheinlich nur in seltenen Fällen und nur kurzzeitig, jedoch grundsätzlich nicht auszuschließen ist die Situation, dass sich eine Person (KassierIn) mit dem Rumpf in geringerer Entfernung als 10 cm bzw. in anderer räumlicher Ausrichtung zum Deaktivator befindet (z.B. Beugen über den Tresen, um in den Einkaufswagen zu blicken). Realistischer Weise ist dabei jedoch nur die Situation ohne Deaktivierungsimpuls relevant. Auch diese Situation wurde mit zwei unterschiedlichen Entfernungen zum Deaktivator (0 cm und 25 cm) numerisch analysiert.

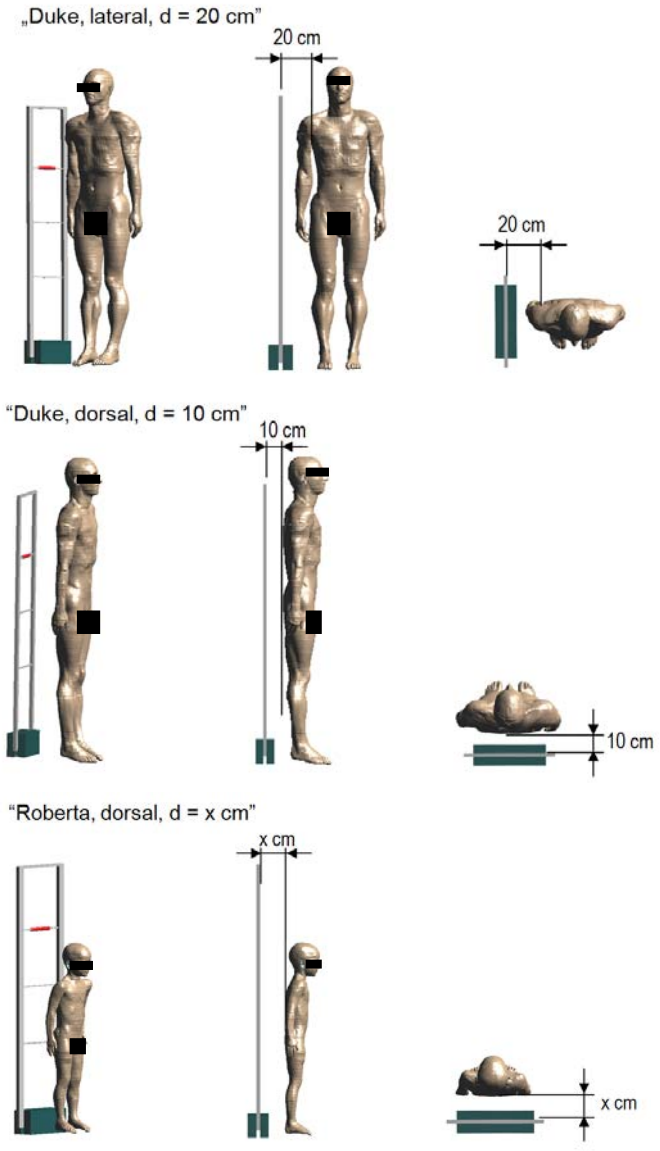


Abbildung 9.39: Definition der betrachteten Expositionsszenarien

Aufgrund der hohen magnetischen Flussdichten in unmittelbarer Nähe der Deaktivatoroberfläche und der Tatsache, dass bei Benützung des Gerätes sich die Hände des Bedienpersonals typischer Weise direkt auf dem Gehäuse der Deaktivatorantenne befinden, wurden auch die in den Händen induzierten Stromdichten für unterschiedliche Haltungen der Hände analysiert (Abbildung 9.40, rechts). Diese Berechnungen wurden mit dem Körpermodell des erwachsenen Mannes aus der Virtual Family („Duke“) und zusätzlich mit „Ella“ (nur Szenario „Hand 1)“ durchgeführt, um auch den Einfluss unterschiedlicher Handanatomien abschätzen zu können. Für die Berechnungen wurde davon ausgegangen, dass die Hände im Bereich der Fingerspitzen und der Handballen (in Szenarios Hand 1 und 2) bzw. im Bereich der Handkante (in Szenarios Hand 3 und 4) das Gehäuse der Deaktivators berühren. Dies entspricht einer effektiven Distanz zwischen Deaktivatorantenne und nächstgelegenem Gewebebereich der Hand von ca. 7 mm). Aus praktischer Sicht ist zu erwähnen, dass die Expositionssituationen „Bauch“ und „Hand“ in der untersuchten Form nur alternativ, aber nicht gleichzeitig für eine Person auftreten können, da es einer mit dem Rumpf in nur 10 cm Entfernung vom Deaktivator stehenden Person bei natürlicher Körperhaltung nicht möglich ist gleichzeitig auch ihren Unterarm nahezu parallel zur Deaktivatoroberfläche auszurichten.

In Zusammenhang mit der Analyse der induzierten Stromdichten in den Händen wird darauf hingewiesen, dass gemäß der ICNIRP Guidelines 1998 [7] keine Basiswerte für die induzierte Stromdichte in anderen Geweben als jenen des Zentralnervensystems festgelegt sind. Demgegenüber sehen die kürzlich veröffentlichten neuen ICNIRP Guidelines 2010 [59] für den Frequenzbereich von 1 Hz bis 100 kHz ein etwas abgeändertes Konzept für die Definition von Basiswerten vor. Als Beurteilungsgröße wird in [59] nicht mehr die über 1 cm^2 normal zur Stromflussrichtung gemittelte induzierte Gewebestromdichte definiert, sondern die intrakorporale elektrische Feldstärke, wobei ICNIRP dafür ein Mittelungsvolumen von 2 x 2 x 2 mm^3 vorschlägt und konkret Basiswerte auch für andere Gewebe als das Zentralnervensystem definiert. Vor diesem Hintergrund erscheint eine detaillierte Analyse der Exposition der Hände jedenfalls angebracht, wenngleich im vorliegenden Bericht die Berechnungsergebnisse nur in Form der induzierten Stromdichte dargestellt werden (siehe dazu auch Kapitel 5.8).

Die in Abbildung 9.40 dargestellten Expositionsszenarien wurden sowohl hinsichtlich der Exposition in Standby der Deaktivatoren als auch während der Deaktivierung eines Transponders analysiert, die in Abbildung 9.41 gezeigten Szenarien nur im Standby.

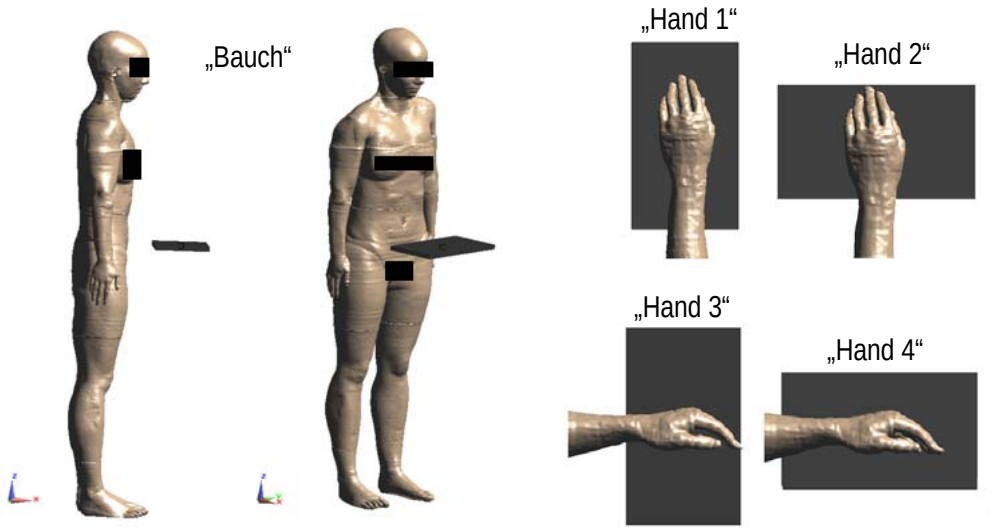


Abbildung 9.40: Betrachtete Expositionsszenarien mit den EAS-Etiketten-Deaktivatoren im Standby und während Deaktivierung

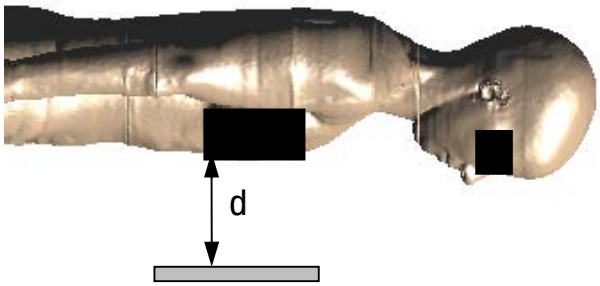


Abbildung 9.41: Betrachtete Expositionsszenarien mit den EAS-Etiketten-Deaktivatoren im Standby, entsprechend der Situation bei Überbeugen für d = 0 cm und d = 25 cm

9.4.3 Exposition von Personen mit metallischen Implantaten

Zusätzlich zu Expositionsszenarien mit unveränderten Körpermodellen wurde auch die Frage untersucht, ob metallische Implantate, im Vergleich zum Fall ohne Implantat, zu unterschiedlichen Verteilungen der intrakorporalen dosimetrischen Größen führen können.

Es ist physikalisch plausibel und in der wissenschaftlichen Literatur gut dokumentiert, dass metallische Implantate bei Exposition des betreffenden Körperteils gegenüber elektromagnetischen Feldern zu einer Beeinflussung der räumlichen Verteilung der intrakorporalen dosimetrischen Größen (Stromdichte, SAR) führen. In einer umfangreichen Arbeit einer australischen Arbeitsgruppe [75], die sich auf die Beeinflussung der SAR-Verteilung durch Implantate im Frequenzbereich von 100 kHz bis 10 GHz konzentrierte, wurde einerseits die vorliegende wissenschaftliche Literatur bewertet und andererseits systematische numerische Berechnungen in vereinfachten Gewebemodellen durchgeführt. Zusammenfassend lassen sich die Erkenntnisse dieser Arbeit (vereinfacht und gekürzt) wie folgt darstellen:

- Metallische Implantate können die SAR-Verteilung im Körper im Vergleich zum Fall ohne Implantat stark beeinflussen.
- Die gesamte absorbierte Leistung im Körper bleibt jedoch bei praktisch üblichen Implantaten annähernd gleich, d.h., es kommt zu einer Umverteilung der SAR (z.B. Konzentration an den Enden, Verringerung entlang des Schaftes eines stabförmigen Implantats), nicht jedoch zu einer pauschalen Erhöhung der absorbierten Leistung. Dies ist aus Gründen der Leistungsbilanz auch plausibel.
- Die Umverteilung der SAR nahe der Implantate kann zu einer substantiellen Erhöhung der maximalen über 10g gemittelten SAR (maxSAR10g) führen.
- Das Ausmaß der Erhöhung der maxSAR10g hängt stark von der Form, der Größe und der Orientierung des Implantats in Relation zum einfallenden Feldvektor ab, sowie von den dielektrischen Eigenschaften des umgebenden Gewebes.
- Die Erhöhung der maxSAR10g ist bei Einbettung des Implantats in Gewebe geringer elektrischer Leitfähigkeit (z.B. Knochen) deutlich stärker ausgeprägt, als bei Implantaten, die in gut elektrisch leitfähiges Gewebe (z.B. Muskel) eingebettet sind.
- Bei stabförmige Implantaten tritt die größte Erhöhung der SAR bei paralleler Ausrichtung zum einfallenden E-Feldvektor auf.
- Für stabförmige Implantate tritt die maximale Erhöhung der maxSAR10g bei einer Länge des Implantats auf, die ca. 1/3 der Wellenlänge (im umgebenden Gewebe) entspricht.
- Je länger ein stabförmiges Implantat ist, desto größer kann die relative Erhöhung der max10gSAR (an den Enden) ausfallen.

Aus Ihren Ergebnissen und den durchgeführten Literaturrecherchen folgern die Autoren in [75], dass in der Praxis (übliche Implantatsgrößen und Gewebeparameter) bezüglich der SAR für die meisten Implantate keine Probleme im Hinblick auf die Einhaltung der Basiswerte ergibt, solange die Referenzwerte nicht überschritten werden. Explizit die Notwendigkeit für weitere detailliertere Betrachtungen führen die Autoren für (Herzschrittmacher-) Elektroden und nicht vollständig geschlossene ringförmige Implantate (z.B. Drahtbügel) an.

Für den Frequenzbereich unterhalb von 100 kHz bzw. für den Einfluss metallischer Implantate auf die Verteilung der induzierten Stromdichte liegen jedoch keine vergleichbaren systematischen Untersuchungen vor, weshalb diese Fragestellung in Zusammenhang mit EAS-Systemen hier speziell untersucht wurde.

Da gemäß ICNIRP 1998 Basiswerte für die induzierte elektrische Stromdichte nur im Zentralnervengewebe festgelegt sind, wurden vor allem solche Implantate betrachtet, die direkt im oder nahe des Zentralnervensystems implantiert sind. Aufgrund der Häufigkeit ihres Auftretens und der Tatsache, dass Hüftprothesen sehr nahe dem Bereich maximaler Feldstärken von EAS Systemen kommen können, wurden auch solche Implantate berücksichtigt.

Konkret wurden die folgende Implantate betrachtet:

- Deep Brain Stimulator
- Rückenmarkstimulator
- Herzschrittmacher
- Cochlea Implantat
- Hüftgelenksprothese
- Fixierung der Lendenwirbelsäule

Als Feldquellen wurden vor allem solche RFID- bzw. EAS-Geräte ausgewählt, für die sich aus den vorangegangenen Arbeitspaketen bereits ohne im Körper vorhandene Implantate relativ große Expositionswerte ergaben und mit denen in der Praxis eine Exposition der Körperregion(en) möglich ist, in denen sich die jeweils betrachteten Implantate befinden.

9.4.3.1 Deep Brain Stimulator

Deep Brain Stimulatoren (DBS) werden zur Milderung des Zitterns (Tremor), wie es vor allem bei Parkinson-Patienten auftritt, eingesetzt. Ein DBS ist, vereinfacht ausgedrückt, ein Pulsgenerator, dessen Ausgangssignal mittels Elektroden in einen tiefen Hirnbereich geleitet wird. Dort bewirkt die elektrische Stimulation eine Unterdrückung bzw. starke Reduktion des Tremors, was eine große Erleichterung für die Patienten im Hinblick auf die Verrichtung alltäglicher Dinge (Essen, Toilette, etc.) bedeutet. Der Pulsgenerator wird üblicherweise im Bereich der Schulter (ähnlich wie Herzschrittmacher) implantiert. Vom Pulsgenerator verlaufen die Elektrode(n) unter der Haut entlang des Halses und Hinterkopfes bis etwa zum Scheitel, wo sie die knöcherne Schädeldecke durch ein operativ gesetztes Bohrloch durchsetzen und in Richtung des Zielareals im Bereich des Thalamus verlaufen.

Abbildung 9.42 zeigt das entwickelte numerische Modell des DBS implantiert ins anatomische Körpermodell. Es wurde eine beidseitige Stimulation nachgestellt, da dies aufgrund physikalischer Überlegungen bei Exposition gegenüber einem äußeren Magnetfeld höhere zwischen den Elektrodenspitzen auftretende Stromdichten erwarten lässt (worst case Betrachtung). Die zusätzlich modellierten Schleifen im Elektrodenverlauf entsprechen ebenfalls der Praxis (wurden auf der Grundlage von Röntgenbildern nachgestellt), da die Überlänge der Elektroden vom Chirurgen üblicher Weise einfach in solchen Schleifen unter die Haut geschoben wird.

Abbildung 9.43 zeigt die untersuchten Expositionsszenarien für eine Person mit Deep Brain Stimulator. Um realistische worst case Situationen abzudecken, wurden die Höhenverhältnisse zwischen EAS-Antenne und Körpermodell, bei unverändertem Antennenmodell, teilweise unterschiedlich angenommen. Beispielsweise wurde bei den Berechnungen mit dem Deep Brain Stimulator die Antennenoberkante auf Scheitelhöhe

verschoben, um die Situation einer kleinen Person zu erfassen, die in der Praxis mit dem Kopf in einen Höhenbereich kommen kann, wo die Antenne beträchtliche Feldstärken erzeugt. Würde man das verwendete Körpermodell „Duke“ (1,74 m Körperlänge) mit den Fußsohlen auf unterkante der Antenne modellieren, würde der Kopf (und das Implantat) immer deutlich über die Antennenoberkante hinausragen und damit im Bereich nur relativ geringer Feldstärken liegen, was als nicht repräsentativ für kleiner Personen angesehen werden müsste.

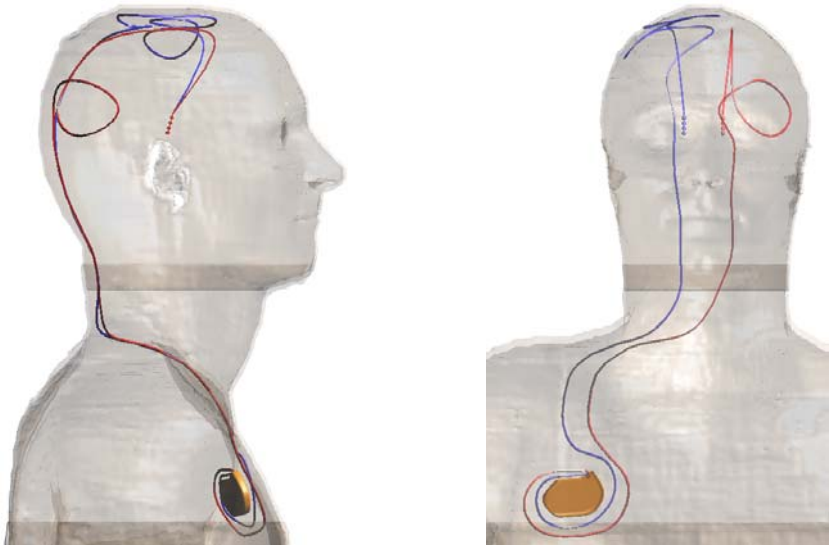


Abbildung 9.42: Numerisches Modell des Deep Brain Stimulators (DBS) im anatomischen Körpermodell

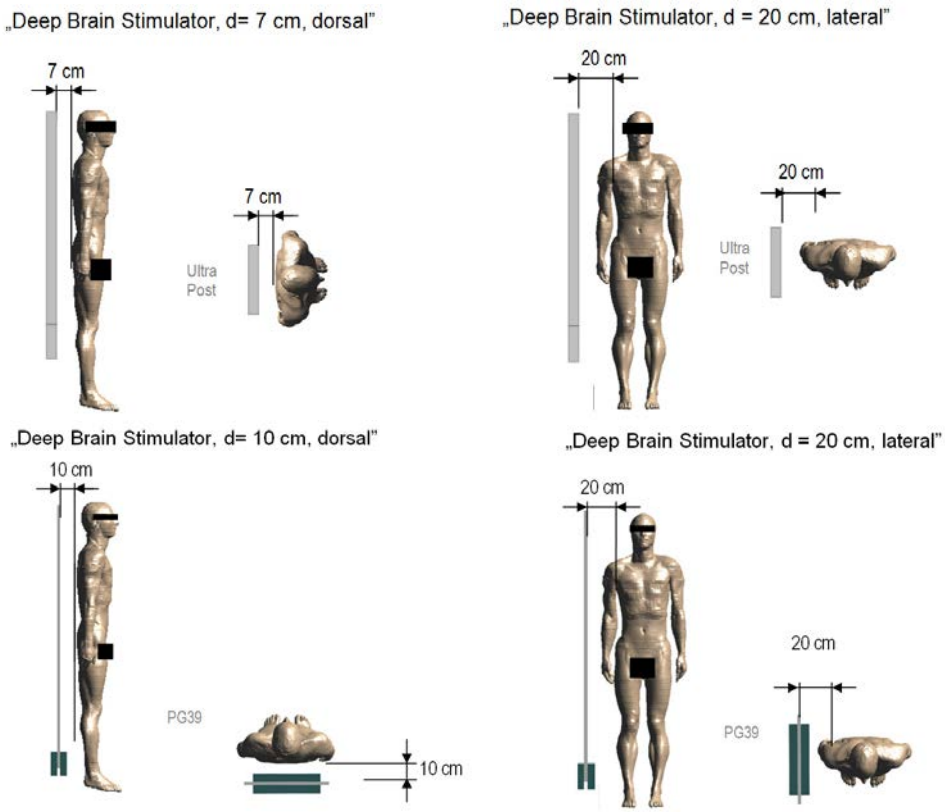


Abbildung 9.43: Untersuchte Expositionsszenarien mit dem AM-EAS System Ultra Post (oben) und dem RF-EAS System PG39 (unten) mit einem Modell mit implantiertem Deep Brain Stimulator

9.4.3.2 Rückenmarkstimulator

Rückenmarkstimulatoren werden üblicherweise in der Schmerztherapie eingesetzt und sind, sehr ähnlich den Deep Brain Stimulatoren, als Pulsgeneratoren konzipiert, dessen Ausgangssignal mittels Elektroden, die in den Wirbelkanal eingeführt werden, direkt an das Rückenmark geleitet wird. Dort bewirkt die elektrische Stimulation eine Unterdrückung bzw. starke Reduktion des Schmerzempfindens. Der Pulsgenerator wird typischerweise im Lendenbereich implantiert und die mit einer Silikonisolierung versehenen Elektroden verlaufen von dort durch einen Zwischenwirbelspalt in den Wirbelkanal. Eine etwaige Überlänge der Elektrode wird durch schleifenartiges Einschieben unter die Haut beseitigt.

Abbildung 9.44 zeigt das entwickelte numerische Modell des Rückenmarkstimulators, implantiert ins anatomische Körpermodell. Die Implantationsart wurde auch hier anhand von verfügbaren Röntgenbildern nachgestellt.

Abbildung 9.45 illustriert die mit dem Rückenmarkstimulator die untersuchten Expositionsszenarien, die in gleicher Weise auch für das Modell mit Hüftprothese (Kapitel 9.4.3.3) und Fixierung der Lendenwirbelsäule (Kapitel 9.4.3.4) zur Anwendung kamen.

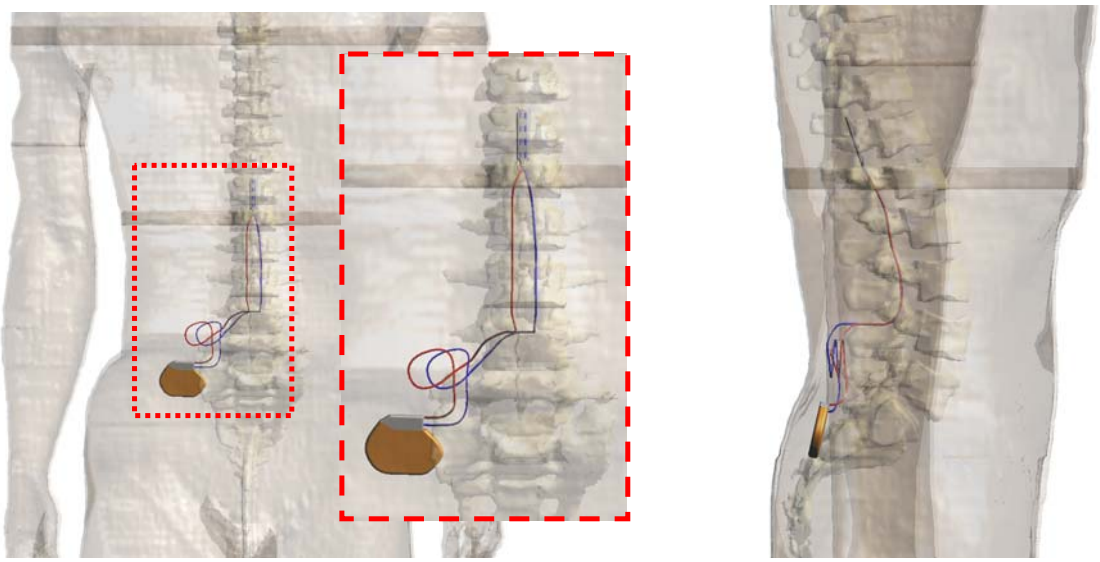


Abbildung 9.44: Numerisches Modell des Rückenmarkstimulators im anatomischen Körpermodell

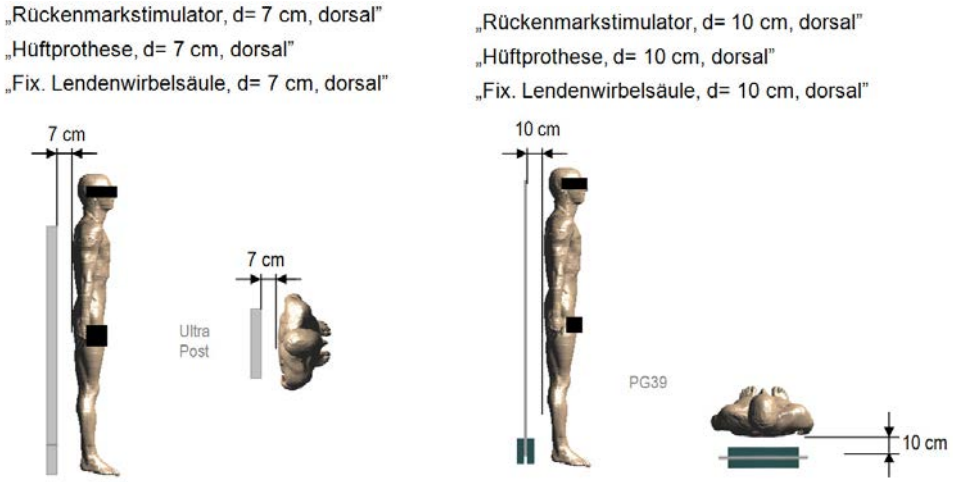


Abbildung 9.45: Untersuchte Expositionsszenarien mit dem AM-EAS System Ultra Post (links) und dem RF-EAS System PG39 (rechts) mit einem Modell mit implantiertem Rückenmarksstimulator bzw. Hüftprothese bzw. Fixierung der Lendenwirbelsäule

9.4.3.3 Hüftprothese

Hüftprothesen gibt es in unterschiedlichsten Ausführungsformen. Vor allem im Hinblick auf die Materialien im Bereich des Gelenkskopfes und der Gelenkspfanne sind unterschiedliche Ausführungsformen im Einsatz. Allen gemeinsam ist ein metallischer Schaft, der in den Markraum des Oberschenkelknochens eingesetzt wird. Abbildung 9.46 zeigt das numerische Modell der Hüftgelenksprothese, im anatomischen Körpermodell.

Abbildung 9.46: Numerisches Modell der Hüftgelenksprothese im anatomischen Körpermodell

Bezüglich der Ausrichtung des Körpermodells zu den EAS-Systemen, siehe Abbildung 9.45.

9.4.3.4 Fixierung der Lendenwirbelsäule

Nach Frakturen im Bereich der Lendenwirbelsäule werden oftmals Fixierungen des betroffenen Wirbelsäulenbereichs mittels eines metallischen Gestänges, das mit den Wirbelkörpern verschraubt wird, vorgenommen. Die Implantationsart wurde wieder auf Basis von Röntgenbildern nachgestellt.

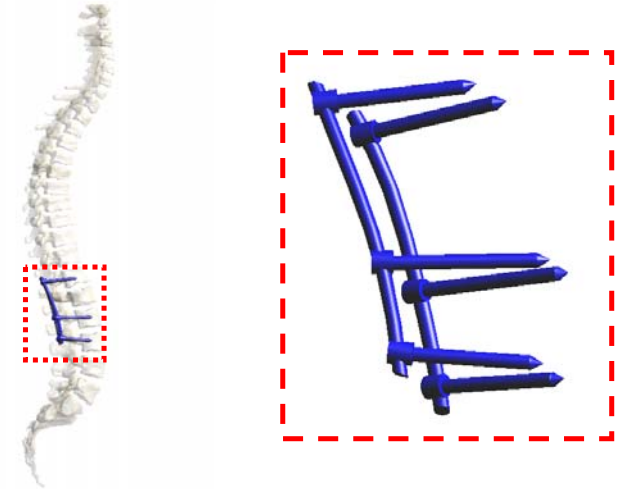


Abbildung 9.47: Numerisches Modell der Fixierung der Lendenwirbelsäule

Bezüglich der Ausrichtung des Körpermodells zu den EAS-Systemen, siehe Abbildung 9.45.

9.4.3.5 Herzschrittmacher

Ein numerisches Modell eines typischen modernen Herzschrittmachers (das Modell Philos II von Biotronik diente als Vorlage) wurde realitätsgetreu im CAD Modul von SEMCAD X entwickelt. Nähere Details zur Modellierung können Kapitel 11 entnommen werden.

Die dazugehörigen Elektroden wurden in realitätsgetreuen Dimensionen (Außendurchmesser ca. 3 mm) modelliert, wobei aus numerischen Gründen (im Hinblick auf die Diskretisierung des Rechenraumes) ein quadratischer anstatt eines kreisrunden Querschnitts gewählt wurde. Als weitere notwendige Vereinfachung wurde der Innenleiter als solider Draht mit quadratischem Querschnitt modelliert.

Die numerischen Modelle des Herzschrittmachers und der Elektroden wurden schließlich realitätsgetreu in das anatomische numerisches Modell „Duke“ aus der Virtual Family integriert, wobei auf anatomisch korrekten Verlauf der Elektrode in der Hohlvene, über den rechten Vorhof bis in die rechte Herzkammer geachtet wurde. Für die hier beschriebenen Berechnungen wurde ein Modell mit links-pektoral implantiertem Herzschrittmacher modelliert (Abbildung 9.48). Abbildung 9.49 zeigt die untersuchten Expositionsszenarien für eine Person mit links-pektoral implantiertem Herzschrittmacher.

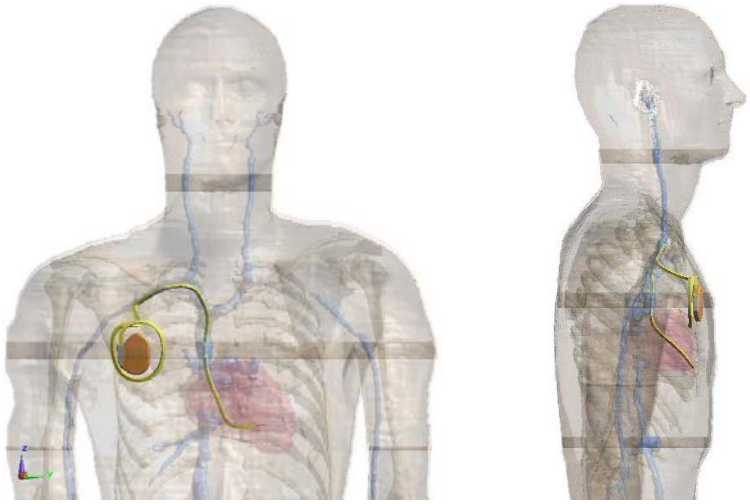


Abbildung 9.48: Numerisches Modell des Herzschrittmachers (unipolar, links-pektoral implantiert) im anatomischen Körpermodell

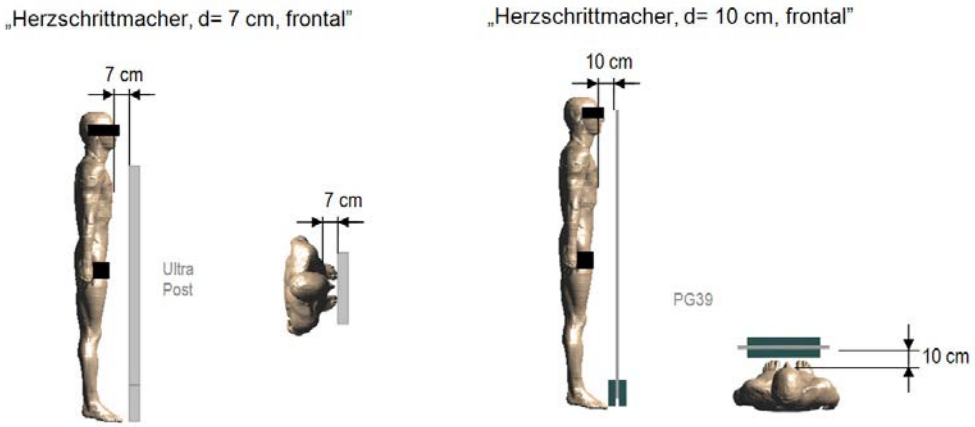


Abbildung 9.49: Untersuchte Expositionsszenarien mit dem AM-EAS System Ultra Post (links) und dem RF-EAS System PG39 (rechts) mit einem Modell mit implantiertem Herzschrittmacher

9.4.3.6 Cochlea Implantat

Cochlea Implantate (CI) werden eingesetzt, um schwere Hördefekte im äußeren bzw. Mittelohrbereich, bei intakter innerer Hörbahn (Hörnerv) zu therapieren. Das Implantat besteht aus einem etwa 2,5 cm x 3,5 cm x 5 mm großem Gerät das hinter dem Ohr unter die Kopfhaut implantiert wird, wobei im Zuge der Implantation aus dem Schädelknochen eine passende, das Gerät aufnehmende Mulde herausgefräst wird. Vom implantierten Gerät führt die silikonummantelte Elektrode (mit mehreren gegeneinander elektrisch isolierten Einzelleitern) durch ein Bohrloch im Mastoid zunächst in die Paukenhöhle, und weiter durch ein Bohrloch im Bereich des Promontoriums ins Innere der Gehörschnecke (Cochlea), wo die Elektrode entlang des Schneckenganges bis zur Spitze vorgeschoben wird. Im vordersten (ca. 20-25 mm langen) Bereich der Elektrode, der innerhalb der Gehörschnecke zu liegen kommt, werden die Einzelleiter nach und nach vom Inneren der Silikonumhüllung nach außen geführt und stehen dadurch mit dem Hörnerv in elektrischem Kontakt, so dass mehrere Stimulationsorte entlang des Schneckenganges (entlang der Hörnervs) realisiert werden können (notwendig für die Frequenzauflösung der Hörwahrnehmung). Der außen hinter dem Ohr sitzende Sprachprozessor inklusive Mikrophon erfasst den an das Ohr dringenden Schall und übermittelt entsprechend aufbereitete Signale durch induktive Übertragung durch die Kopfhaut an das Implantat, das diese entsprechend aufbereitet an die in der Silikon ummantelten Elektrode verlaufenden Einzelleiter weitergibt. Für die induktive Übertragung trägt der Patient außen am Kopf eine direkt über dem Implantat liegende kleine Sendespule und das Implantat enthält seinerseits eine entsprechende Empfangsspule. Da in zunehmenden Maße, vor allem bei Kindern beidseitige Implantation praktiziert wird und diese aus physikalischer Sicht höhere induzierte Stromdichten erwarten lässt, wurde für die Modellbildung die Situation einer beidseitigen Implantation zugrunde gelegt. Abbildung 9.50 zeigt das entwickelte numerische Modell des Cochlea Implantats, implantiert in das anatomische Modell eines fünfjährigen Mädchens (Modell „Roberta“ aus dem Virtual Classroom), wobei zuvor ein hochaufgelöstes Innenohrmodell in das anatomische Körpermodell integriert wurde.

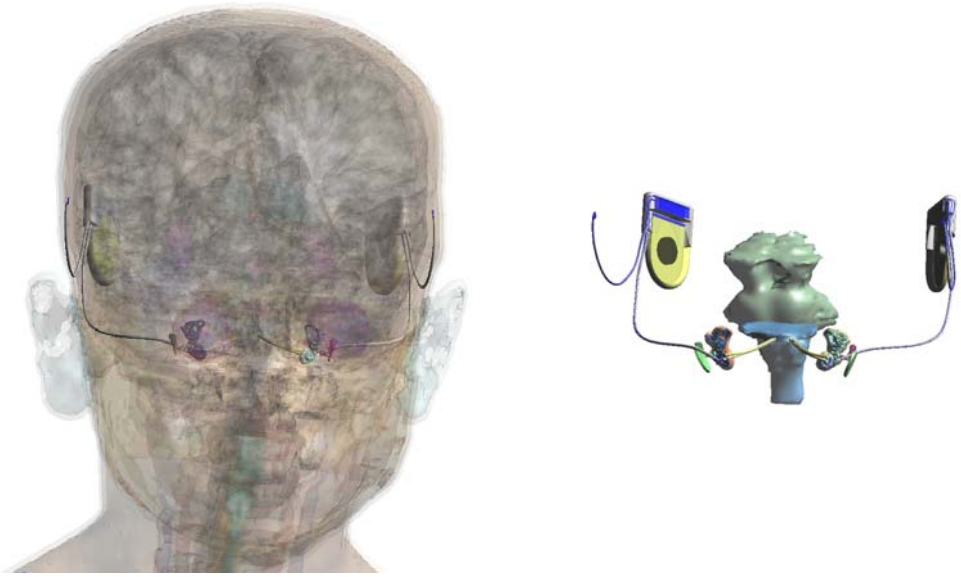


Abbildung 9.50: Numerisches Modell des Cochlea Implantats (CI)

Abbildung 9.51 zeigt die untersuchten Expositionsszenarien für das Kind mit beidseitigen Cochlea Implantat.

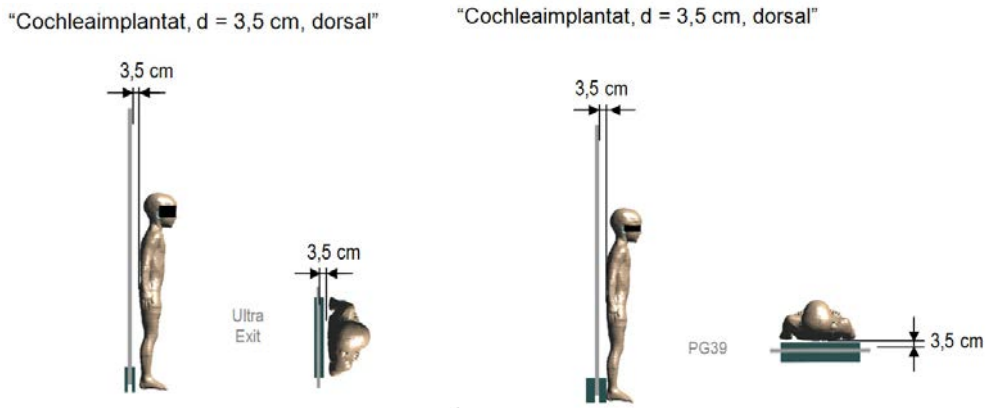


Abbildung 9.51: Untersuchte Expositionsszenarien mit dem AM-EAS System Ultra Exit (links) und dem RF-EAS System PG39 (rechts) mit einem Modell mit implantiertem Cochlea Implantat

9.4.4 AM-EAS System *Ultra Exit*

Wie bereits in Kapitel 9.2.3 erwähnt, ist dies das derzeit in den betrachteten Regionen am Häufigsten eingesetzte EAS-System. Abbildung 9.52 zeigt das untersuchte Gerät. Die Signalform (Burstlänge und Form) entspricht den in Abbildung 9.5 (rechts) dargestellten Verhältnissen. Das beim konkret untersuchten Gerät messtechnisch bestimmte Verhältnis von Spitzenwert zu Effektivwert betrug ca. 7,1.

Abbildung 9.52: AM-EAS-System *Ultra Exit*

9.4.4.1 Validierung des Quellenmodells

Auf Basis von detaillierten Messungen der Feldverteilung in unterschiedlichen Entfernungen zur Oberfläche der Antenne wurde ein numerisches Quellenmodell für eine Antenne des EAS-Gerätes *Ultra Exit* erstellt. Abbildung 9.53 zeigt einen Vergleich der magnetischen Flussdichte (Spitzenwerte) entlang unterschiedlicher Achsen im Raumbereich von 10 cm bis 35 cm vor der Antenne. Abbildung 9.54 zeigt Vergleiche der gemessenen Feldverteilung und der mit dem numerischen Quellenmodell erzielten Feldverteilung in zwei Vertikalebenen in 10 cm und 20 cm Parallelabstand zur Antenne.

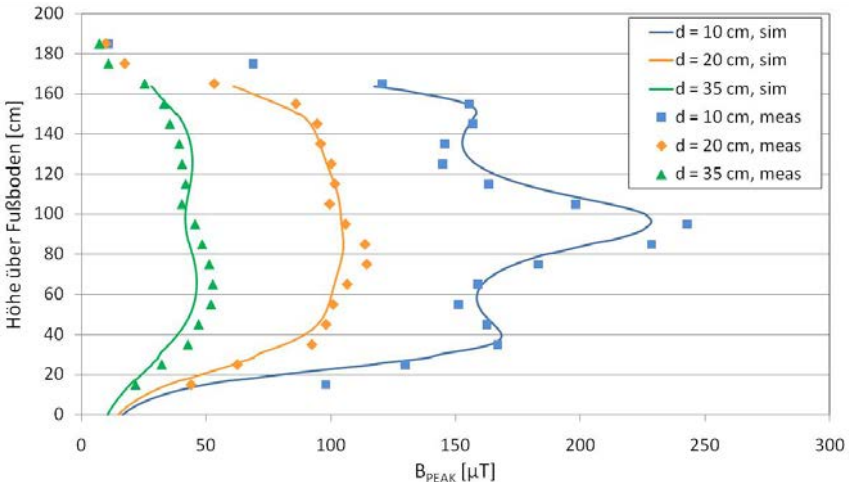


Abbildung 9.53: Vergleich der Feldverlaufs (Spitzenwerte) zwischen Messung und Simulation entlang vertikaler Achsen mittig vor der Antenne in unterschiedlichen Abständen zur Antenne

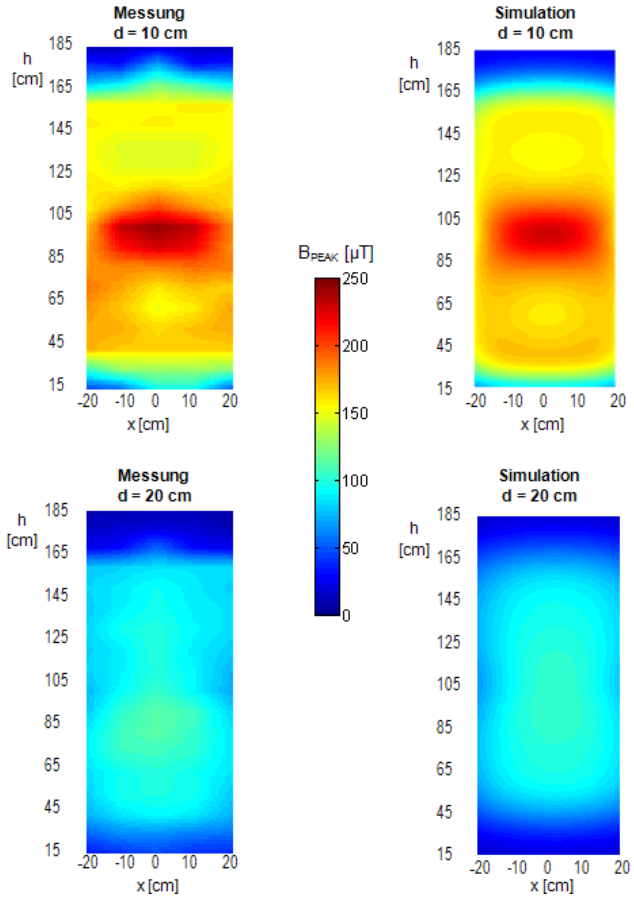


Abbildung 9.54: Vergleich von Messung (links) und Simulation (rechts) anhand der Feldverteilung (Spitzenwerte) der magnetischen Flussdichte in zwei Vertikalebenen in Parallelabständen von 10 cm (oben) und 20 cm (unten) zur Antenne.

Die gezeigten Vergleiche der mit dem numerischen Quellenmodell erzielten Simulationsergebnisse mit den Messergebnissen zeigen gute Übereinstimmung im interessierenden Feldbereich mit Abweichungen von weniger als ca. 15%.

9.4.4.2 Berechnungsergebnisse

Abbildung 9.55 zeigt grafisch die Verteilung der ungemittelten induzierten Körperstromdichte (Spitzenwerte) in unterschiedlichen Vertikalschnitten durch das Stromdichtemaximum für die drei betrachteten Expositionsszenarien „Duke, lateral, 20 cm“, „Duke, dorsal, 10 cm“ und „Roberta, dorsal, 3,5 cm“. Letztgenanntes Szenario stellt einen (durchaus denkbaren, wenngleich selten auftretenden) Fall dar, bei dem ein Kind der Antenne sehr nahe kommt.

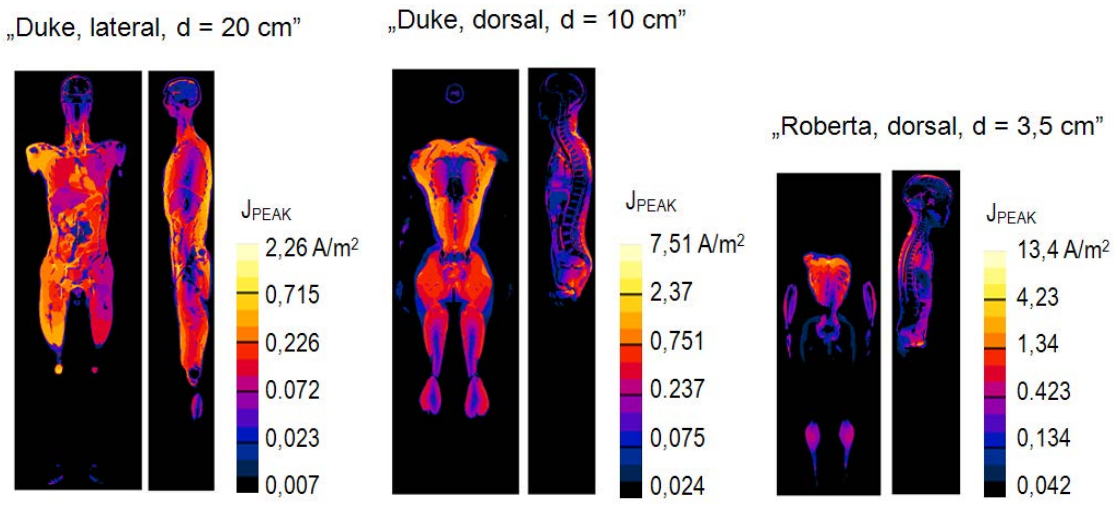


Abbildung 9.55: Verteilung der lokalen (ungemittelten) in den untersuchten Expositionsszenarien induzierte Körperstromdichte (Spitzenwerte) in unterschiedlichen Vertikalschnitten durch das Stromdichtemaximum

Abbildung 9.56 fasst die Berechnungsergebnisse anhand der relevanten Bewertungsgröße gemäß ICNIRP 1998, der über 1 cm^2 quer zur Stromrichtung gemittelten Körperstromdichte, zusammen. Dargestellt sind die Stromdichte-Spitzenwerte, die aufgrund des großen Verhältnisses von Spitzenwert zu Effektivwert (ca. 7,1) aus strahlenschutztechnischer Sicht relevanter sind (Die Umrechnung des Referenz-Effektivwertes zum Referenz-Spitzewert erfolgt durch Multiplikation mit 1,414). Für die Bedeutung der Bezeichnungen „inkl. CSF“ und „exkl. CSF“ in der Tabelle, siehe Kapitel 5.9.

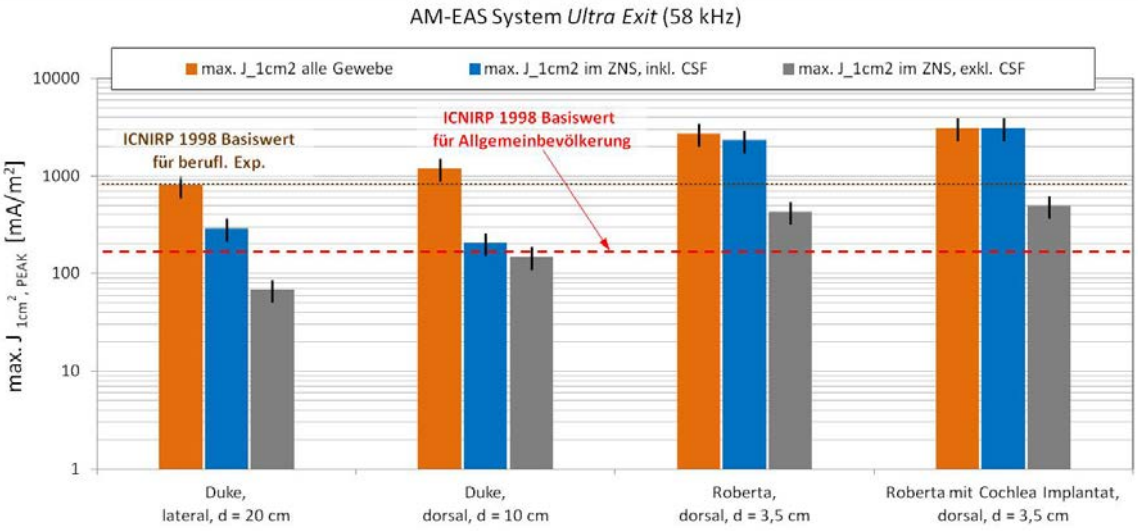


Abbildung 9.56: Maximale über 1 cm^2 normal zur Stromflussrichtung gemittelte induzierte Körperstromdichten (Spitzenwerte) in den numerisch untersuchten Szenarien im Vergleich zu den Basiswerten nach ICNIRP 1998. Die Fehlerbalken kennzeichnen die abgeschätzte Standardunsicherheit der numerischen Berechnungen (vgl. Kapitel 9.4.4.3)

9.4.4.3 Unsicherheiten der Berechnungsergebnisse

Eine Abschätzung der numerischen Unsicherheiten zufolge limitierter räumlicher Auflösung und Variabilität (±20%) der dielektrischen Gewebeeigenschaften durch zusätzliche Simulationen führte auf Unsicherheitswerte von ±7% (räumliche Auflösung) und ±17% (dielektrische Gewebeeigenschaften). Die zu erwartenden numerische Unsicherheiten des Rechenalgorithmus liegen deutlich unter 3% und können daher vernachlässigt werden. Die Validierung des numerischen Quellenmodells zeigt im relevanten Feldbereich Abweichungen bis zu ca. ±15% bezüglich der magnetischen Flussdichte (vgl. Abbildung 9.53 und Abbildung 9.54).
Berücksichtigt man schließlich eine mittlere Standard-Unsicherheit der Validierungsmessungen von ca. ±10%, (vgl. Tabelle 9.15) so ergibt sich für die Berechnungsergebnisse unter der Annahme statistischer Unabhängigkeit der genannten Unsicherheitsbeiträge, eine Standard-Gesamtunsicherheit von ca. ±26%.

Das für die numerischen Berechnungen angenommene Verhältnis von Spitzenwert zu Effektivwert betrug 7,1, entsprechend den Verhältnissen beim untersuchten Gerät. Angemerkt werden muss in diesem Zusammenhang, dass das Verhältnis von Spitzenwert zu Effektivwert, abhängig von der eingestellten Burstwiederholzeit von Anlage zu Anlage stark unterschiedlich sein kann.

Zu berücksichtigen ist weiters, dass EAS-Systeme des gleichen Typs in der Praxis offensichtlich auch erhebliche Variationsbreiten im Hinblick auf die Spitzenimmissionen aufweisen können (vgl., z.B. Abbildung 9.53 mit Abbildung 9.6, bzw. siehe Abbildung 9.33). Die oben dargestellten Berechnungsergebnisse stellen daher nicht zwangsläufig eine Obergrenze der Exposition in der Praxis dar.

9.4.4.4 Bewertung der Berechnungsergebnisse

Bei Zugrundelegung der Basiswerte im Sinne der ICNIRP 1998, d.h., bei Beschränkung der Stromdichte-Basiswerte ausschließlich auf Gewebe des Zentralnervensystems zeigt sich in den untersuchten Expositionsszenarien nur bei sehr starker, in der Praxis jedoch nicht auszuschließender Annäherung an die Antenne eine Exposition oberhalb des Basiswertes für die Allgemeinbevölkerung. Wie Abbildung 9.56 zeigt, tritt bei 10 cm Distanz des Erwachsenenmodells (Rücken zur Antenne) keine Überschreitung des Basiswertes im Zentralnervensystem mehr auf, allerdings nur, wenn die Stromdichtemittelung ausschließlich im Zentralnervensystemgewebe erfolgt und andere Gewebe wie Zerebrospinalflüssigkeit (ZSF) von der Mittelung explizit ausgeschlossen werden. Berücksichtigung der ZSF bei der Mittelung führt tendenziös zu einer Überschätzung, Ausschluss der ZSF tendenziös zu einer Unterschätzung des Stromdichtemittelwertes (vgl. Kapitel 5.9).
Unter Einbeziehung der Gesamtunsicherheit von Modellbildung und Berechnung, sowie der mit der Stromdichtemittelung verknüpften Unsicherheiten kann damit in der Praxis nicht ausgeschlossen werden, dass in ca. 10 cm (oder weniger) Abstand zu den Antennen Überschreitungen des ICNIRP 1998 Basiswertes für die Allgemeinbevölkerung auftreten.

Bei Exposition des Erwachsenenmodells in 20 cm seitlicher Entfernung, entsprechend der in EN 62369-1 definierten Expositionssituation zeigt sich, bei Ausschluss der CSF von der Stromdichtemittelung, keine Überschreitung des Basiswertes für die Allgemeinbevölkerung mehr.

Die mit Abstand größten und deutlich über den Basiswerten liegenden Stromdichten im Zentralnervensystem treten im Szenario „Roberta, dorsal, 3,5 cm“ auf, das repräsentativ für die Exposition kleiner Personen bzw. Kinder in unmittelbarer Nähe der Antenne ist. Vor allem die Tatsache, dass sich in diesem Fall der Kopf sehr nahe am Feldmaximum befindet begründet die deutliche Überschreitung der Basiswerte in diesem Fall. Für ein Kind mit

beidseitigem Cochlea Implantat in dieser Position ergeben sich zusätzlich geringfügig erhöhte Werte des 1cm^2 Stromdichtemittelwertes.

9.4.5 AM-EAS System *Ultra Post*

Das *Ultra Post* ist ein relativ neues EAS-System des Herstellers, das zunehmend Verbreitung am Markt findet. Abbildung 9.57 zeigt den untersuchten Gerätetyp. Die Signalform (Burstlänge und Form) ist bei diesem System nahezu ident, wie beim System Ultra Exit (vgl. Abbildung 9.5, rechts). Das beim konkret untersuchten Gerät messtechnisch bestimmte Verhältnis von Spitzenwert zu Effektivwert betrug ca. 6,3.

9.4.5.1 Validierung des Quellenmodells

Auf Basis von detaillierten Messungen der Feldverteilung in unterschiedlichen Entfernungen zur Oberfläche der Antenne wurde ein numerisches Quellenmodell für eine Antenne des EAS-Gerätes *Ultra Post* erstellt.
Abbildung 9.58 zeigt einen Vergleich der magnetischen Flussdichte (Spitzenwerte) entlang unterschiedlicher Achsen im Raumbereich von 10 cm bis 35 cm vor der Antenne.
Abbildung 9.59 zeigt Vergleiche der gemessenen Feldverteilung und der mit dem numerischen Quellenmodell erzielten Feldverteilung in zwei Vertikalebenen in 10 cm und 20 cm Parallelabstand zur Antenne.

Abbildung 9.57: AM-EAS-System *Ultra Post*

Die gezeigten Vergleiche der mit dem numerischen Quellenmodell erzielten Simulationsergebnisse mit den Messergebnissen zeigen gute Übereinstimmung im interessierenden Feldbereich mit Abweichungen von weniger als ca. 15%.

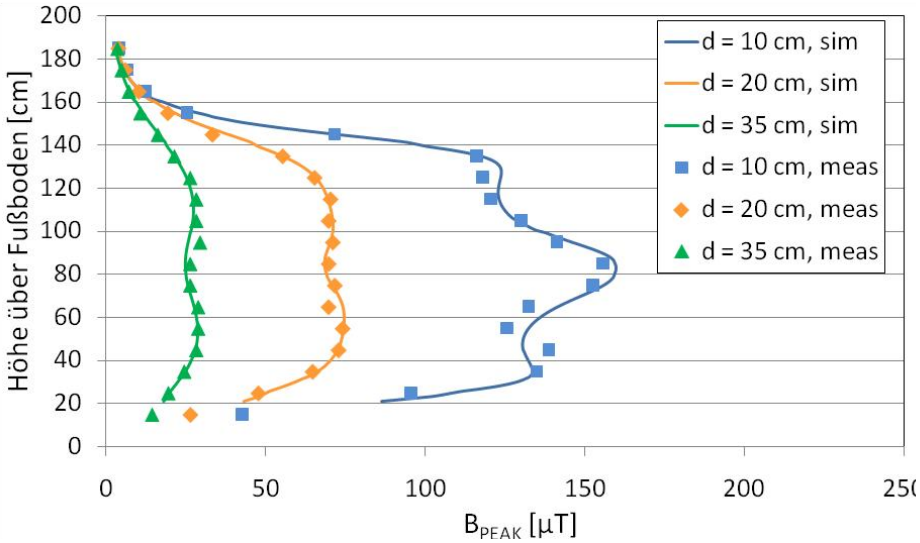


Abbildung 9.58: Vergleich der Feldverlaufs (Spitzenwerte) zwischen Messung und Simulation entlang vertikaler Achsen mittig vor der Antenne in unterschiedlichen Abständen zur Antenne

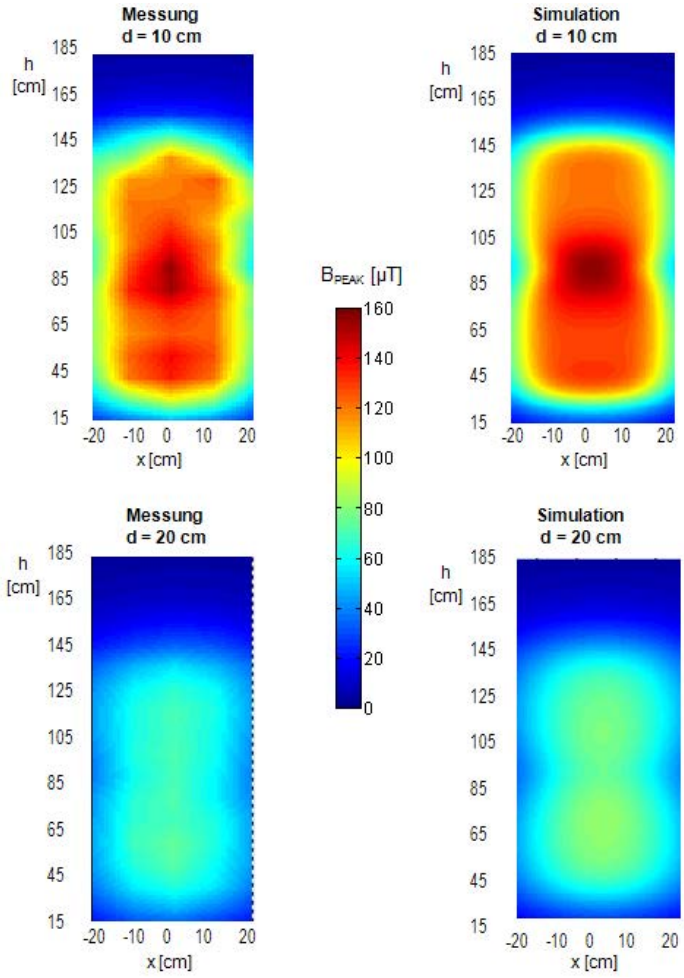


Abbildung 9.59: Vergleich von Messung (links) und Simulation (rechts) anhand der Feldverteilung (Spitzenwerte) der magnetischen Flussdichte in zwei Vertikalebenen in Parallelabständen von 10 cm (oben) und 20 cm (unten) zur Antenne.

9.4.5.2 Berechnungsergebnisse

Abbildung 9.60 zeigt grafisch die Verteilung der ungemittelten induzierten Körperstromdichte (Spitzenwerte) in unterschiedlichen Vertikalschnitten durch das Stromdichtemaximum für die drei betrachteten allgemeinen Expositionsszenarien „Duke, lateral, 20 cm“, „Duke, dorsal, 10 cm“ und „Roberta, dorsal, 3,5 cm“. Letztgenanntes Szenario stellt einen (durchaus denkbaren) Fall dar, bei dem ein Kind der Antenne sehr nahe kommt.

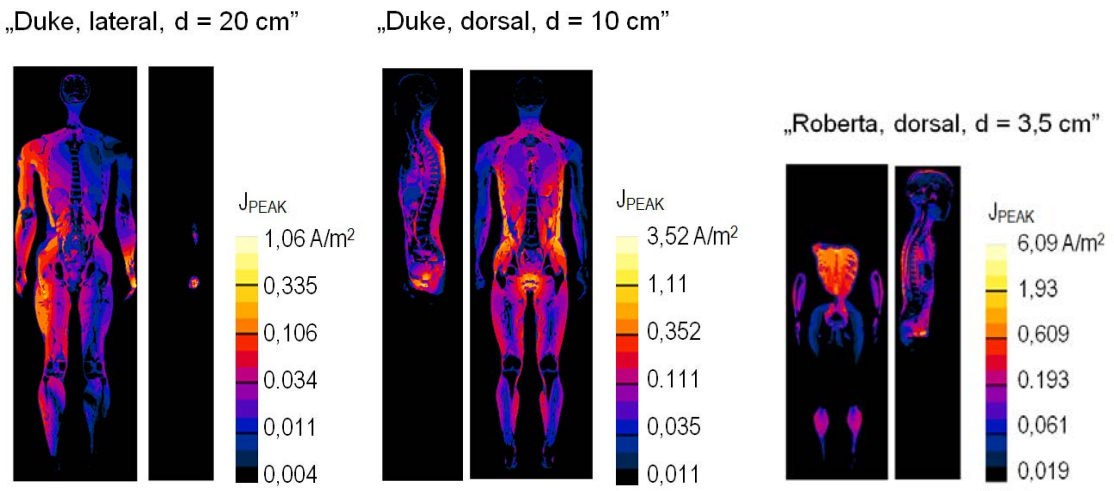


Abbildung 9.60: Verteilung der lokalen (ungemittelten) in den untersuchten Expositionsszenarien induzierte Körperstromdichte (Spitzenwerte) in unterschiedlichen Vertikalschnitten durch das Stromdichtemaximum

Abbildung 9.61 bzw. Abbildung 9.62 illustrieren anhand von Schnittbilddarstellungen der (ungemittelten) Stromdichteverteilungen im Körper den Einfluss eines Deep Brain Stimulators bzw. eines Rückenmarkstimulators auf die Stromdichteverteilung in den betrachteten Expositionssituationen (vgl. Abbildung 9.43 bzw. Abbildung 9.45).

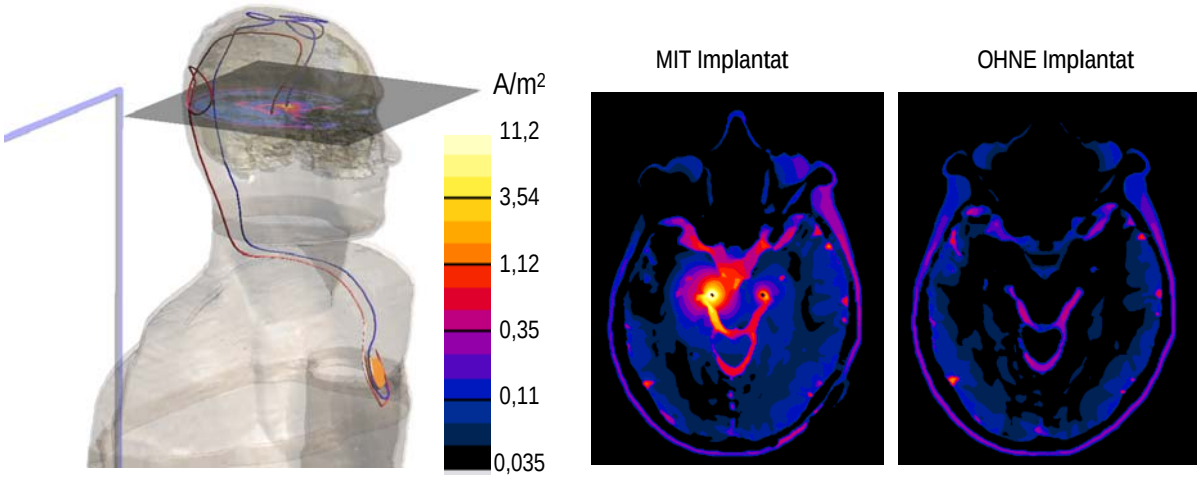


Abbildung 9.61: Vergleich der ungemittelten induzierten Stromdichte-Verteilung (Spitzenwerte) mit und ohne Implantat in einer horizontalen Schnittebene durch den Kopf auf Höhe der Elektrodenspitzen des Deep Brain Stimulators bei Exposition gegenüber dem AM-EAS System UltraPost (58 kHz); Rücken parallel, in 7 cm Distanz zur Antenne.

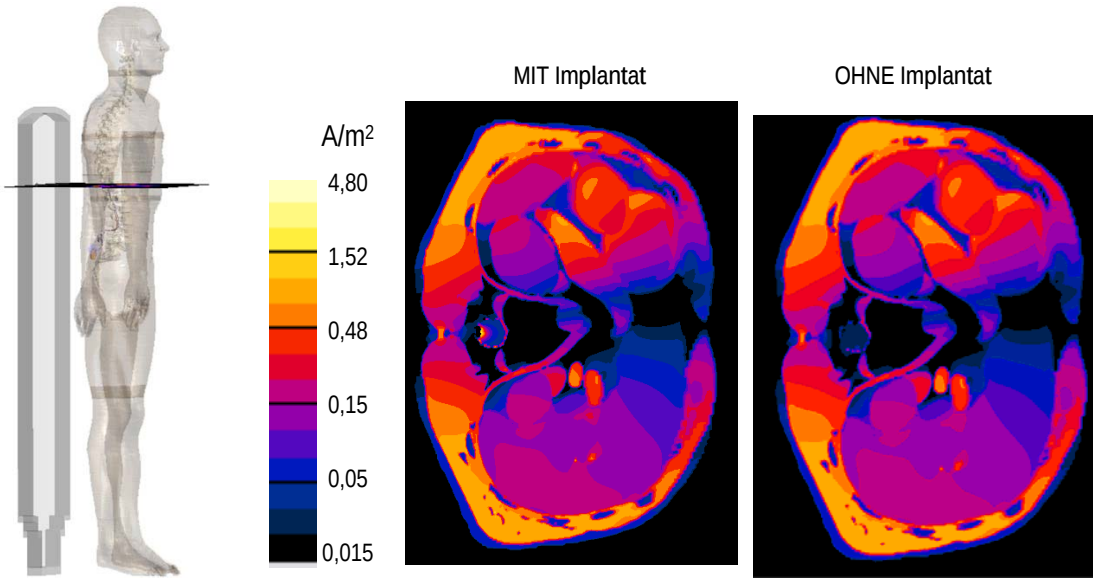


Abbildung 9.62: Vergleich der ungemittelten induzierten Stromdichte-Verteilung (Spitzenwerte) mit und ohne Implantat in einer horizontalen Schnittebene auf Höhe des am Rückenmark anliegenden Elektrodenpads des Rückenmarkstimulators bei Exposition gegenüber dem AM-EAS System UltraPost (58 kHz); Rücken parallel, in 7 cm Distanz zur Antenne.

Abbildung 9.63 fasst die Berechnungsergebnisse anhand der relevanten Bewertungsgröße gemäß ICNIRP 1998, der über 1 cm^2 quer zur Stromrichtung gemittelten Körperstromdichte, zunächst für die allgemeinen Expositionsszenarien (ohne Implantate) zusammen. Dargestellt sind die Stromdichte-Spitzenwerte, die aufgrund des großen Verhältnisses von Spitzenwert zu Effektivwert (ca. 6,3) aus strahlenschutztechnischer Sicht relevanter sind (Die Umrechnung des Referenz-Effektivwertes zum Referenz-Spitzewert erfolgt durch Multiplikation mit 1,414). Für die Bedeutung der Bezeichnungen „inkl. CSF“ und „exkl. CSF“ in der Tabelle, siehe Kapitel 5.9.

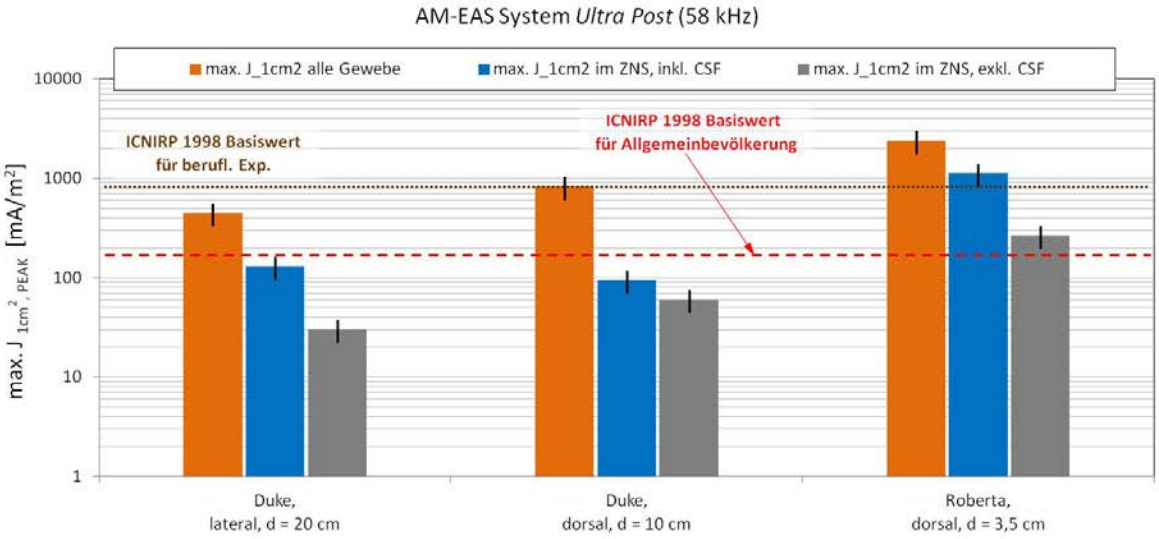


Abbildung 9.63: Maximale über 1 cm^2 normal zur Stromflussrichtung gemittelte induzierte Körperstromdichten (Spitzenwerte) in den numerisch untersuchten allgemeinen Expositionsszenarien mit dem AM-EAS System *Ultra Post* (58 kHz) im Vergleich zu den Basiswerten nach ICNIRP 1998. Die Fehlerbalken kennzeichnen die abgeschätzte Standardunsicherheit der numerischen Berechnungen (vgl. Kapitel 9.4.5.3).

Abbildung 9.64 zeigt einen Vergleich der maximalen, jeweils über 1 cm^2 quer zur Stromrichtung gemittelten induzierten Stromdichten (Spitzenwerte) für die unterschiedlichen betrachteten Expositionen von Implantatsträgern mit AM-EAS Gerät *Ultra Post* (58 kHz). Es sind jeweils, die Maximalwerte bei Berücksichtigung aller Gewebe und bei ausschließlicher Betrachtung von ZNS-Gewebe angeführt, wobei in letztgenanntem Fall weiters unterschieden wird, ob bei der Stromdichtemittelung die Cerebrospinalflüssigkeit mit eingeschlossen oder ausgeschlossen wurde. Im Fall des Herzschrittmachers wird zusätzlich explizit die gemittelte Stromdichte im Herzmuskel angegeben. Die Ergebnisse zeigen, dass es in allen Fällen durch die Implantate, im Vergleich zum Fall ohne Implantat, zu einer Erhöhung der Bewertungsgröße (maximale, über 1 cm^2 quer zur Stromrichtung gemittelten Stromdichten) kommt. Diese Erhöhung ist vor allem nahe kleiner metallischer Strukturen (Elektrodenspitzen) deutlich ausgeprägt. Die im Hinblick auf den Basiswert am meisten relevanten Erhöhungen treten erwartungsgemäß im Bereich der Elektrodenspitzen des Deep Brain Stimulators und des Rückenmarkstimulator auf, da dort direkter Kontakt zwischen Elektrodenspitzen und Zentralnervengewebe besteht und es im Bereich der Kontaktstellen zu Stromdichtekonzentrationen kommt. Vor allem in Situationen, in denen auch schon ohne Implantate relativ hohe Expositionen auftreten, muss die zusätzliche Erhöhung der intrakorporalen Bewertungsgrößen durch die Implantate als strahlenschutztechnisch relevant angesehen werden. Beispielsweise zeigen die Berechnungsergebnisse, dass bei Patienten mit doppelseitig implantiertem Deep Brain Stimulator auch noch bei 20 cm seitlicher Distanz zu den Antennen Überschreitungen der Basiswerte auftreten können, während ohne Implantat die induzierten Stromdichten zwar sehr nahe am Basiswert, jedoch nicht darüber liegen (bei Mittelung über ausschließlich Zentralnervengewebe, d.h., Ausschluss der CSF von der Stromdichtemittelung). Eine Beurteilung der klinischen Relevanz solcher Stromdichtererhöhungen im Hinblick auf die Therapie übersteigt den Rahmen dieses Projekts. Eine Erhöhung der Stromdichtewerte über die Basiswerte ist aus formal strahlenschutztechnischer Sicht jedoch in jedem Fall zu vermeiden.

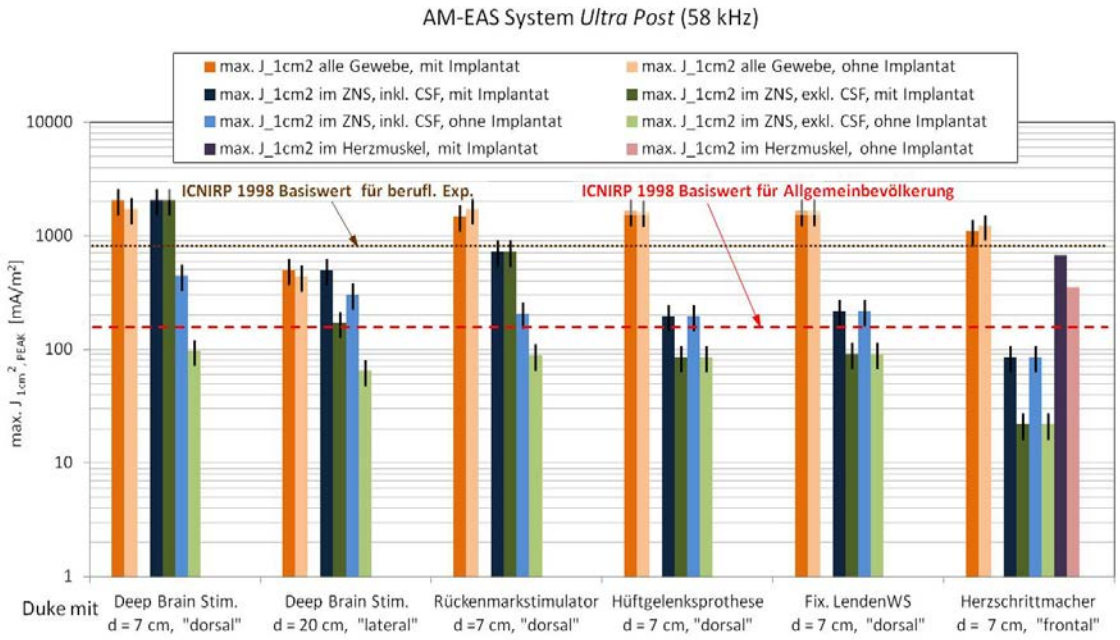


Abbildung 9.64: Vergleich der maximalen über 1cm^2 quer zur Stromflussrichtung gemittelten Stromdichte-Spitzenwerte für die untersuchten Expositionsszenarien mit metallischen Implantaten und dem AM-EAS System *Ultra Post* (58 kHz) mit und ohne Implantate. Die Fehlerbalken kennzeichnen die abgeschätzte Standardunsicherheit der numerischen Berechnungen (vgl. Kapitel 9.4.5.3).

9.4.5.3 Unsicherheiten der Berechnungsergebnisse

Eine Abschätzung der numerischen Unsicherheiten zufolge limitierter räumlicher Auflösung und Variabilität (±20%) der dielektrischen Gewebeeigenschaften durch zusätzliche Simulationen führte auf Unsicherheitswerte von ±7% (räumliche Auflösung) und ±17% (dielektrische Gewebeeigenschaften). Die zu erwartenden numerische Unsicherheiten des Rechenalgorithmus liegen deutlich unter 3% und können daher vernachlässigt werden. Die Validierung des numerischen Quellenmodells zeigt im relevanten Feldbereich Abweichungen bis zu ca. ±15% bezüglich der magnetischen Flussdichte (vgl. Abbildung 9.58 mit Abbildung 9.59).
Berücksichtigt man schließlich eine mittlere Standard-Unsicherheit der Validierungsmessungen von ca. ±10%, (vgl. Tabelle 9.15) so ergibt sich für die Berechnungsergebnisse unter der Annahme statistischer Unabhängigkeit der genannten Unsicherheitsbeiträge, eine Standard-Gesamtunsicherheit von ca. ±26%.

Das für die numerischen Berechnungen angenommene Verhältnis von Spitzenwert zu Effektivwert betrug 6,3, entsprechend den Verhältnissen beim untersuchten Gerät. Angemerkt werden muss in diesem Zusammenhang, dass das Verhältnis von Spitzenwert zu Effektivwert, abhängig von der eingestellten Burstwiederholzeit von Anlage zu Anlage stark unterschiedlich sein kann.

Zu berücksichtigen ist weiters, dass EAS-Systeme des gleichen Typs in der Praxis offensichtlich auch erhebliche Variationsbreiten im Hinblick auf die Spitzenimmissionen aufweisen können. Die oben dargestellten Berechnungsergebnisse stellen daher nicht zwangsläufig eine Obergrenze der Exposition in der Praxis dar.

9.4.5.4 Bewertung der Berechnungsergebnisse

Bei Zugrundelegung der Basiswerte im Sinne der ICNIRP 1998, d.h., bei Beschränkung der Stromdichte-Basiswerte ausschließlich auf Gewebe des Zentralnervensystems zeigt sich in den untersuchten allgemeinen Expositionsszenarien nur bei sehr starker, in der Praxis jedoch nicht auszuschließender Annäherung an die Antenne oberhalb des Basiswertes für die Allgemeinbevölkerung. Wie Abbildung 9.63 zeigt, treten für das konkret betrachtete Gerät bei 10 cm Distanz des Erwachsenenmodells (Rücken zur Antenne) und bei 20 cm seitlicher Distanz keine Überschreitungen des Basiswertes im Zentralnervensystem mehr auf, selbst wenn in konservativer Weise Modellierungs-, und Berechnungsunsicherheiten aufgeschlagen werden. Aufgrund nicht vorliegender statistischer Daten über den Variationsbereich der Immissionen unterschiedlicher Anlagen dieses Typs in der Praxis, kann die oben gemachte Aussage nicht verallgemeinert werden.

Gänzlich anders ist die Situation für Patienten mit metallischen Implantaten zu bewerten, die in direktem Kontakt mit Zentralnervensystemgeweben stehen (z.B. Deep Brain Stimulatoren, Rückenmarkstimulatoren). In solchen Fällen kann offensichtlich nicht ausgeschlossen werden, dass selbst bei einem seitlichen Abstand von 20 cm zur Antenne noch Überschreitungen des ICNIRP 1998 Basiswertes für die Allgemeinbevölkerung auftreten.

Ähnlich wie im Fall des im vorigen Abschnitt behandelten Systems UltraExit (mit räumlich sehr ähnlicher Feldverteilung) treten die mit Abstand größten, deutlich über dem Basiswert liegenden Stromdichten im Zentralnervensystem im Szenario „Roberta, dorsal, 3,5 cm“ auf, das repräsentativ für die Exposition kleiner Personen bzw. Kinder in unmittelbarer Nähe der Antenne ist.

9.4.6 RF-EAS System *PG39 – Pulse Listen Mode*

Wie aus den in Kapitel 9.2.3 dargestellten Produkthäufigkeiten hervorgeht, zählt die Modellgruppe PG27/PG39 zu den am häufigsten anzutreffenden dieses Herstellers. Die Zahlen „27“ bzw. „39“ beziehen sich dabei auf die Antennenbreite in Zentimeter, d.h., bei sonst gleichem Systemaufbau sind 2 unterschiedliche Produktvarianten am Markt, die sich nur durch die Breite der Antenne unterscheiden. Für die numerischen Berechnungen wurde die Variante PG39 betrachtet. Eine PG27 Anlage wurde im Zuge der Messungen im Einzelhandel untersucht (siehe Kapitel 9.3.5). Abbildung 9.65 zeigt das untersuchte Gerät. Bezüglich der Signalform im Pulse Listen Modus, siehe Kapitel 9.3.5.1. Das beim konkret untersuchten Gerät messtechnisch bestimmte Verhältnis von Spitzenwert zu Effektivwert betrug ca. 6,9.

9.4.6.1 Validierung des Quellenmodells

Auf Basis von detaillierten Messungen der Feldverteilung in unterschiedlichen Entfernungen zur Oberfläche der Antenne wurde ein numerisches Quellenmodell für eine Antenne des EAS-Gerätes PG39 erstellt.
Abbildung 9.66 zeigt einen Vergleich der magnetischen Feldstärke (Spitzenwerte) entlang unterschiedlicher Achsen im Raumbereich von 10 cm bis 35 cm vor der Antenne.
Abbildung 9.67 zeigt Vergleiche der gemessenen Feldverteilung und der mit dem numerischen Quellenmodell erzielten Feldverteilung in zwei Vertikalebenen in 10 cm und 20 cm Parallelabstand zur Antenne.

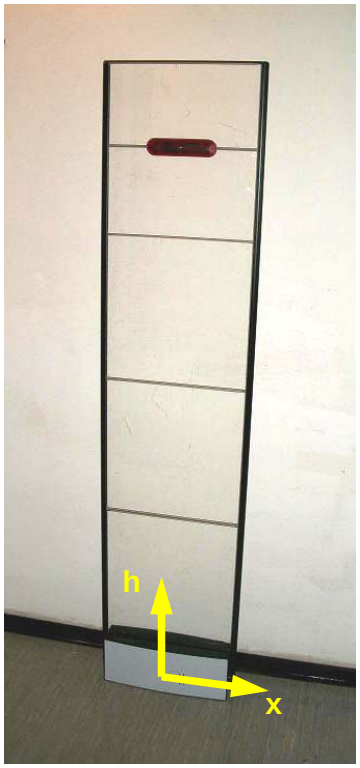


Abbildung 9.65: RF-EAS-System *PG39*

Die gezeigten Vergleiche der mit dem numerischen Quellenmodell erzielten Simulationsergebnisse mit den Messergebnissen zeigen gute Übereinstimmung im interessierenden Feldbereich mit Abweichungen von weniger als ca. 18%.

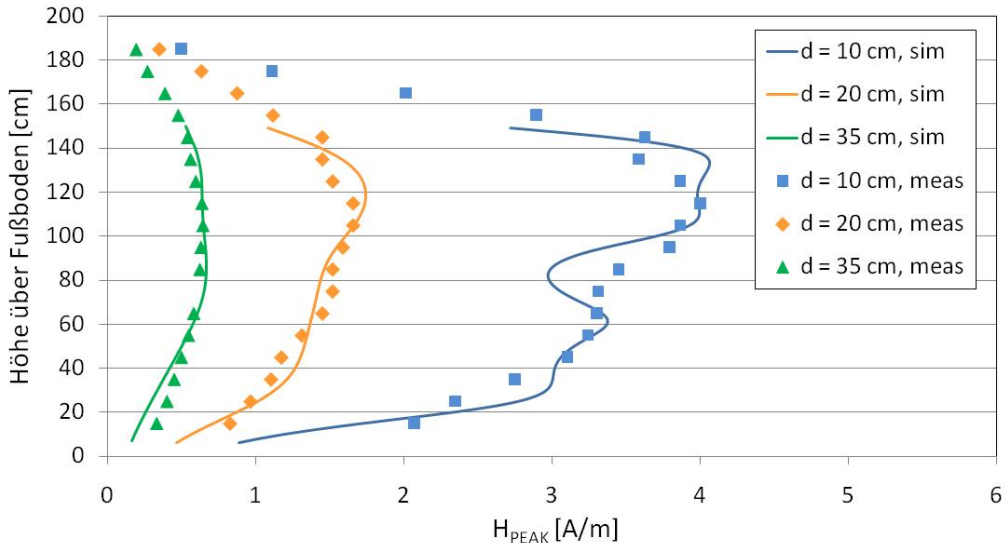


Abbildung 9.66: Vergleich der Feldverlaufs (Spitzenwerte) zwischen Messung und Simulation entlang vertikaler Achsen mittig vor der Antenne in unterschiedlichen Abständen zur Antenne

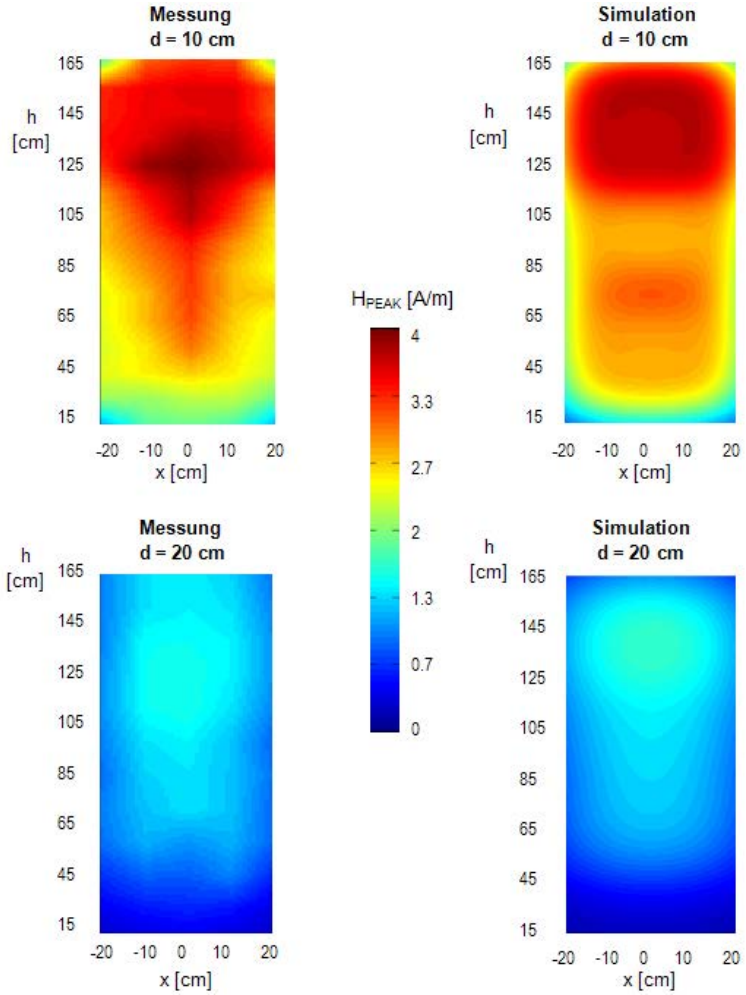


Abbildung 9.67: Vergleich von Messung (links) und Simulation (rechts) anhand der Feldverteilung (Spitzenwerte) der magnetischen Feldstärke in zwei Vertikalebenen in Parallelabständen von 10 cm (oben) und 20 cm (unten) zur Antenne.

9.4.6.2 Berechnungsergebnisse

Abbildung 9.68 zeigt grafisch die Verteilung der ungemittelten induzierten Körperstromdichte (Spitzenwerte) in unterschiedlichen Vertikalschnitten durch das Stromdichtemaximum für die drei betrachteten Expositionsszenarien „Duke, lateral, 20 cm“, „Duke, dorsal, 10 cm“ und „Roberta, dorsal, 3,5 cm“. Letztgenanntes Szenario stellt einen (durchaus denkbaren) Fall dar, bei dem ein Kind der Antenne sehr nahe kommt.

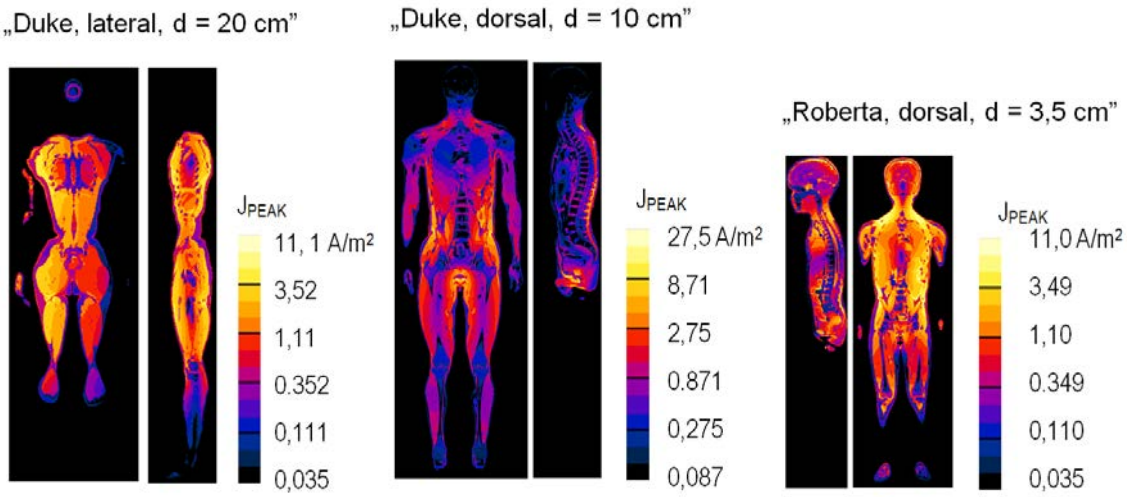


Abbildung 9.68: Verteilung der lokalen (ungemittelten) in den untersuchten Expositionsszenarien induzierten Körperstromdichte (Spitzenwerte) in unterschiedlichen Vertikalschnitten durch das Stromdichtemaximum

Abbildung 9.69 bzw. Abbildung 9.70 illustrieren anhand von Schnittbilddarstellungen der (ungemittelten) Stromdichteverteilungen im Körper den Einfluss eines Deep Brain Stimulators bzw. eines Rückenmarkstimulators auf die Stromdichteverteilung in den betrachteten Expositionssituationen (vgl. Abbildung 9.43 bzw. Abbildung 9.45).

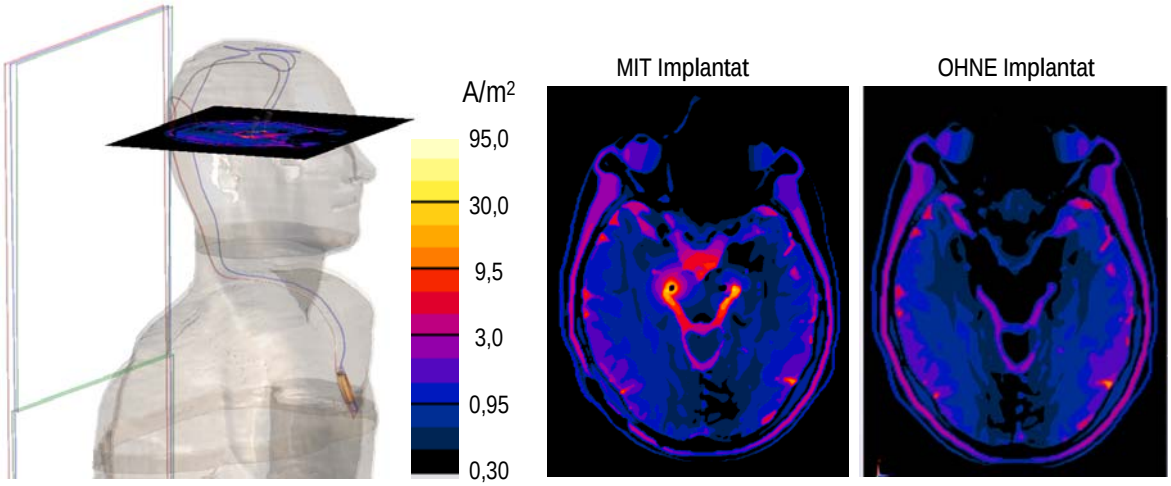


Abbildung 9.69: Vergleich der ungemittelten induzierten Stromdichte-Verteilung (Spitzenwerte) mit und ohne Implantat in einer horizontalen Schnittebene durch den Kopf auf Höhe der Elektrodenspitzen des Deep Brain Stimulators bei Exposition gegenüber dem RF-EAS System *PG39* (8,2 MHz); Rücken parallel, in 7 cm Distanz zur Antenne.

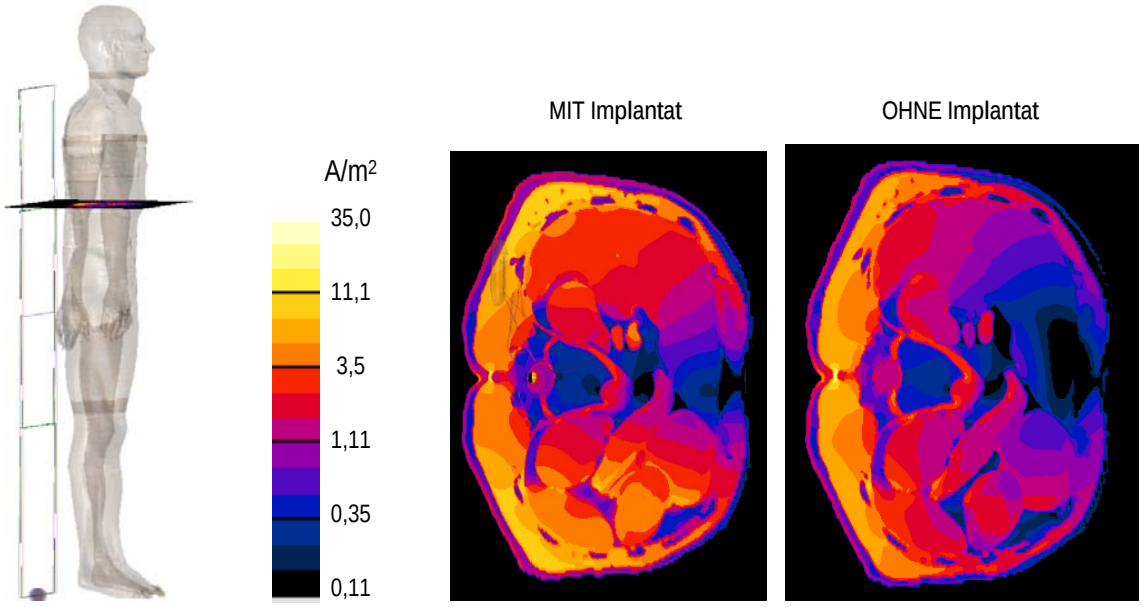


Abbildung 9.70: Vergleich der ungemittelten induzierten Stromdichte-Verteilung (Spitzenwerte) mit und ohne Implantat in einer horizontalen Schnittebene auf Höhe des am Rückenmark anliegenden Elektrodenpads des Rückenmarkstimulators bei Exposition gegenüber dem RF-EAS System *PG39* (8,2 MHz); Rücken parallel, in 7 cm Distanz zur Antenne.

Abbildung 9.71 fasst die Berechnungsergebnisse anhand über 1 cm^2 quer zur Stromrichtung gemittelten Körperstromdichte, zunächst für die allgemeinen Expositionsszenarien (ohne Implantate) zusammen. Dargestellt sind die Stromdichte-Spitzenwerte, die aufgrund des großen Verhältnisses von Spitzenwert zu Effektivwert (ca. 6,9) aus strahlenschutztechnischer Sicht relevanter sind (Die Umrechnung des Referenz-Effektivwertes zum Referenz-Spitzewert zur Beurteilung der Reizwirkung erfolgt durch Multiplikation mit 1,414). Für die Bedeutung der Bezeichnungen „inkl. CSF“ und „exkl. CSF“ in der Tabelle, siehe Kapitel 5.9.

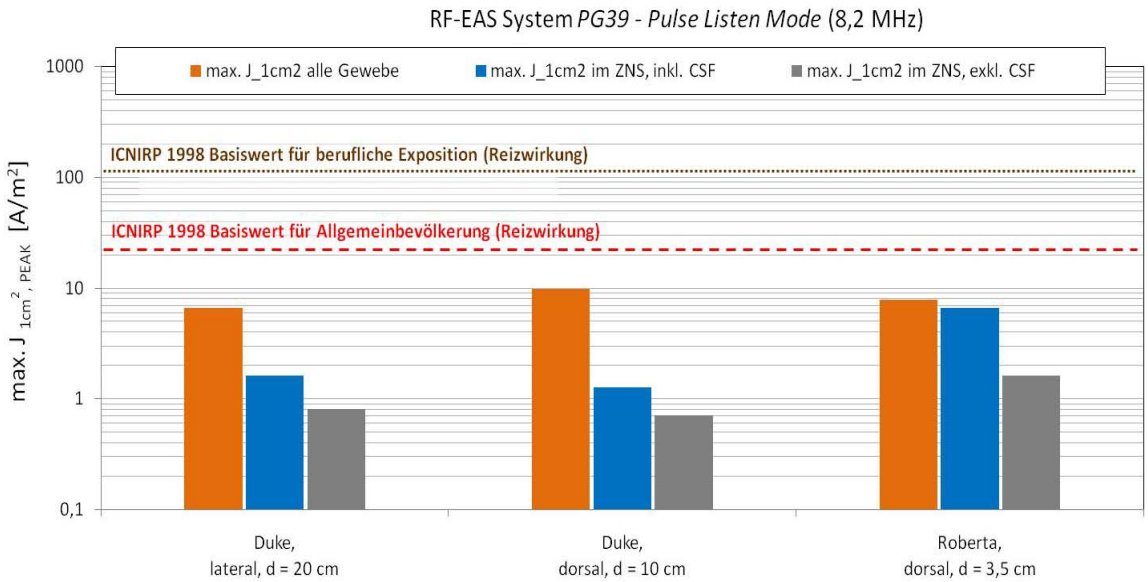


Abbildung 9.71: Maximale über 1 cm^2 normal zur Stromflussrichtung gemittelte induzierte Körperstromdichten (Spitzenwerte) in den numerisch untersuchten allgemeinen Expositionsszenarien mit dem RF-EAS System *PG39 im Pulse Listen Mode* (8,2 MHz) im Vergleich zu den Basiswerten nach ICNIRP 1998

Abbildung 9.72 fasst die Berechnungsergebnisse anhand der Ganzkörper SAR und der lokalen maxSAR10g für die allgemeinen Expositionsszenarien (ohne Implantate) zusammen.

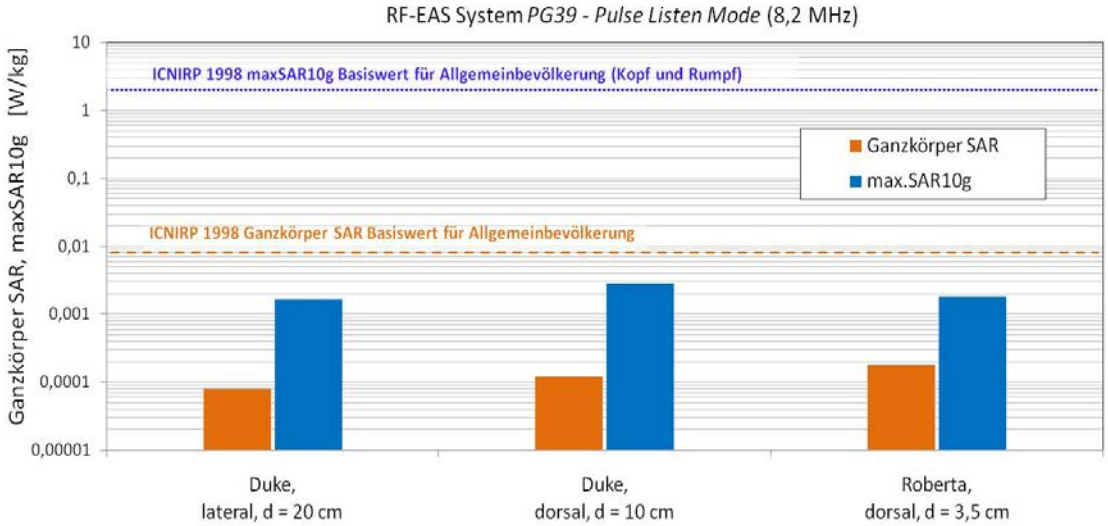


Abbildung 9.72: Maximale Ganzkörper-SAR und lokale maxSAR10g in den numerisch untersuchten allgemeinen Expositionsszenarien mit dem RF-EAS System *PG39 im Pulse Listen Mode* (8,2 MHz) im Vergleich zu den Basiswerten nach ICNIRP 1998

Abbildung 9.73 zeigt einen Vergleich der maximalen, jeweils über 1 cm^2 quer zur Stromrichtung gemittelten induzierten Stromdichten (Spitzenwerte) für die unterschiedlichen betrachteten Expositionen von Implantatsträgern mit dem RF-EAS Gerät *PG39* (8,2 MHz) im Pulse Listen Mode. Es sind jeweils, die Maximalwerte bei Berücksichtigung aller Gewebe und bei ausschließlicher Betrachtung von ZNS-Gewebe angeführt, wobei in letztgenanntem Fall weiters unterschieden wird, ob bei der Stromdichtemittelung die Cerebrospinalflüssigkeit mit eingeschlossen oder ausgeschlossen wurde. Im Fall des Herzschrittmachers wird zusätzlich explizit die gemittelte Stromdichte im Herzmuskel angegeben.

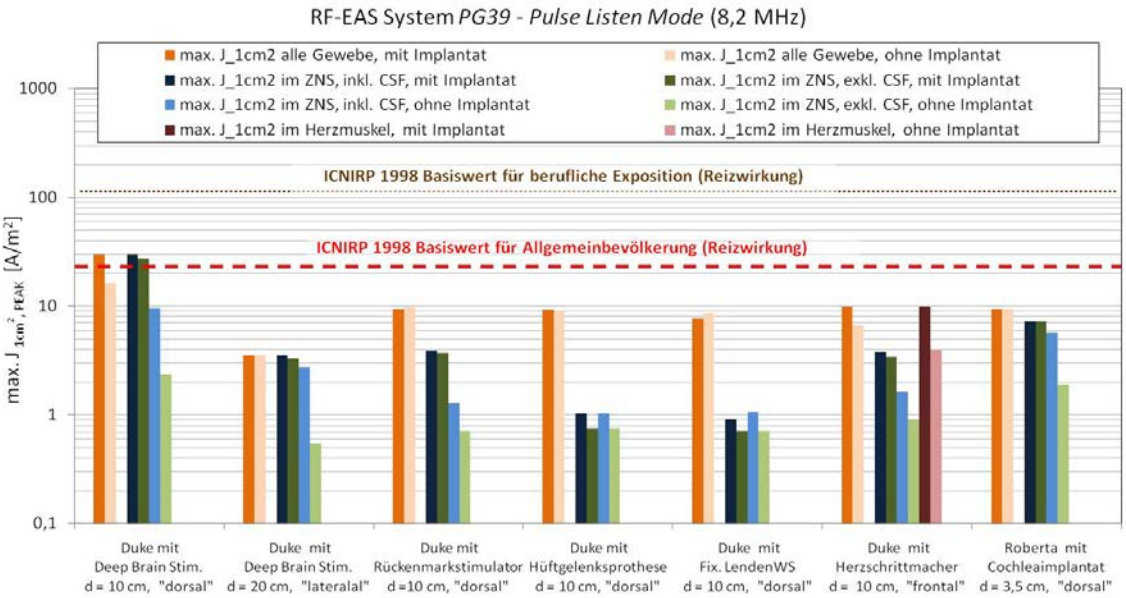


Abbildung 9.73: Vergleich der maximalen über 1cm^2 quer zur Stromflussrichtung gemittelten Stromdichte-Spitzenwerte für die untersuchten Expositionsszenarien mit metallischen Implantaten und dem RF-EAS System *PG39 im Pulse Listen Mode* (8,2 MHz) mit und ohne Implantate

Der Einfluss der Implantate (vor allem der Elektroden) auf die Stromdichteverteilung ist sehr ähnlich wie im Fall er AM-EAS Systeme, wenngleich die Exposition im Verhältnis zum Basiswert nach ICNIRP 1998 in diesem Fall grundsätzlich, d.h., auch ohne Implantate deutlich niedriger ist. Nur bei Aufenthalt in unmittelbarer Nähe zur Antenne (Rücken parallel zur Antenne Distanz 10 cm) zeigen die Berechnungsergebnisse mit dem Deep Brain Stimulator Überschreitungen des Basiswertes, die ohne Implantat nicht auftreten.

Abbildung 9.74 zeigt den Einfluss der Implantate auf die maximale über 10g gemittelte SAR (maxSAR10g) in ausgewählten Expositionssituationen mit dem PG39 RF-EAS System. Naturgemäß zeigt sich durch die Implantate auch eine, je nach Expositionssituation unterschiedlich ausgeprägte Erhöhung der maxSAR10g, die jedoch strahlenschutztechnisch nicht relevant ist, da die Absolutwerte weit unterhalb der Basiswerte liegen.

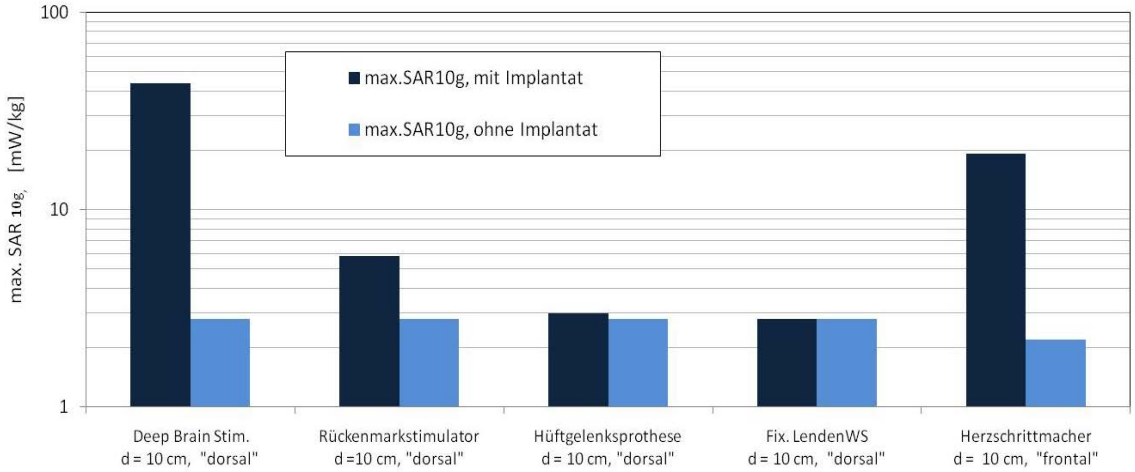


Abbildung 9.74: Vergleich der maximalen über 10g Gewebe gemittelten SAR für die untersuchten Expositionsszenarien mit dem RF-EAS System *PG39 im Pulse Listen Mode* (8,2 MHz) mit und ohne Implantate

9.4.6.3 Unsicherheiten der Berechnungsergebnisse

Eine Abschätzung der numerischen Unsicherheiten zufolge limitierter räumlicher Auflösung und Variabilität (±20%) der dielektrischen Gewebeeigenschaften durch zusätzliche Simulationen führte auf Unsicherheitswerte von ±3% (räumliche Auflösung) und ±18% (dielektrische Gewebeeigenschaften). Die zu erwartenden numerische Unsicherheiten des Rechenalgorithmus liegen deutlich unter 3% und können daher vernachlässigt werden. Die Validierung des numerischen Quellenmodells zeigt im relevanten Feldbereich Abweichungen bis zu ca. ±18% bezüglich der magnetischen Feldstärke (vgl. Abbildung 9.66 und Abbildung 9.67). Berücksichtigt man schließlich eine mittlere Standard-Unsicherheit der Validierungsmessungen von ca. ±12%, (vgl. Tabelle 9.15) so ergibt sich für die Berechnungsergebnisse unter der Annahme statistischer Unabhängigkeit der genannten Unsicherheitsbeiträge, eine Standard-Gesamtunsicherheit von ca. ±28%.

9.4.6.4 Bewertung der Berechnungsergebnisse

Bei Zugrundelegung der Basiswerte im Sinne der ICNIRP 1998, d.h., bei Beschränkung der Stromdichte-Basiswerte ausschließlich auf Gewebe des Zentralnervensystems und Berücksichtigung der SAR-Basiswerte, zeigt sich in den untersuchten Expositionsszenarien keine Überschreitung der Basiswerte, auch bei sehr geringer Distanz zu den Antennen. Für in der Praxis übliche Distanzen zu den Antennen zeigen die Berechnungsergebnisse auch für Implantatsträger keine Hinweise auf Überschreitungen der Stromdichte-Basiswerte. Nur bei sehr geringen Distanzen und ungünstiger Ausrichtung zur Antenne (d = 10 cm, Rücken zur Antenne) wurden geringfügige Überschreitungen der Stromdichte Basiswerte im Fall des beidseitigen Deep Brain Stimulators gefunden.

9.4.7 RF-EAS System *PG39 – Sweep Mode*

Das Gerätemodell PG39 kann, mit identischer Antenne auch im Sweep Modus betrieben werden. Es erfolgt dabei eine Aussendung von HF-Bursts innerhalb der die Trägerfrequenz einen Frequenzbereich von ca. 7.5 – 8.7 MHz durchläuft (vgl. Kapitel 9.3.6.1).

9.4.7.1 Validierung des Quellenmodells

Für die Berechnungen im Sweep Modus wurde das gleiche geometrische Antennenmodell verwendet, wie für die Berechnungen im Pulse Listen Modus im vorigen Kapitel. Es erfolgte lediglich eine entsprechende Anpassung bezüglich der Eingangsströme in die Antenne.
Abbildung 9.75 zeigt einen Vergleich der mit dem numerischen Antennenmodell berechneten und der gemessenen magnetischen Feldstärke (Spitzenwerte) entlang unterschiedlicher Achsen im Raumbereich von 10 cm bis 35 cm vor der Antenne.
Abbildung 9.76 zeigt Vergleiche der gemessenen Feldverteilung und der mit dem numerischen Quellenmodell erzielten Feldverteilung in zwei Vertikalebenen in 10 cm und 20 cm Parallelabstand zur Antenne.

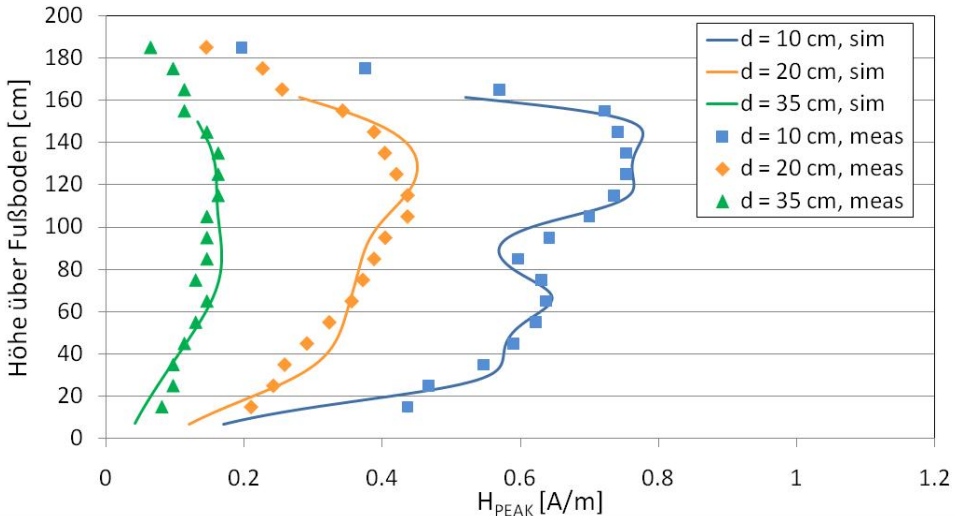


Abbildung 9.75: Vergleich der Feldverlaufs (Spitzenwerte) zwischen Messung und Simulation entlang vertikaler Achsen mittig vor der Antenne in unterschiedlichen Abständen zur Antenne

Die gezeigten Vergleiche der mit dem numerischen Quellenmodell erzielten Simulationsergebnisse mit den Messergebnissen zeigen gute Übereinstimmung im interessierenden Feldbereich mit Abweichungen von weniger als ca. 15%.

9.4.7.2 Berechnungsergebnisse

Abbildung 9.77 zeigt grafisch die Verteilung der ungemittelten induzierten Körperstromdichte (Spitzenwerte) in unterschiedlichen Vertikalschnitten durch das Stromdichtemaximum für die drei betrachteten Expositionsszenarien „Duke, lateral, 20 cm“, „Duke, dorsal, 10 cm“ und „Roberta, dorsal, 3,5 cm“. Letztgenanntes Szenario stellt einen (durchaus denkbaren) Fall dar, bei dem ein Kind der Antenne sehr nahe kommt.

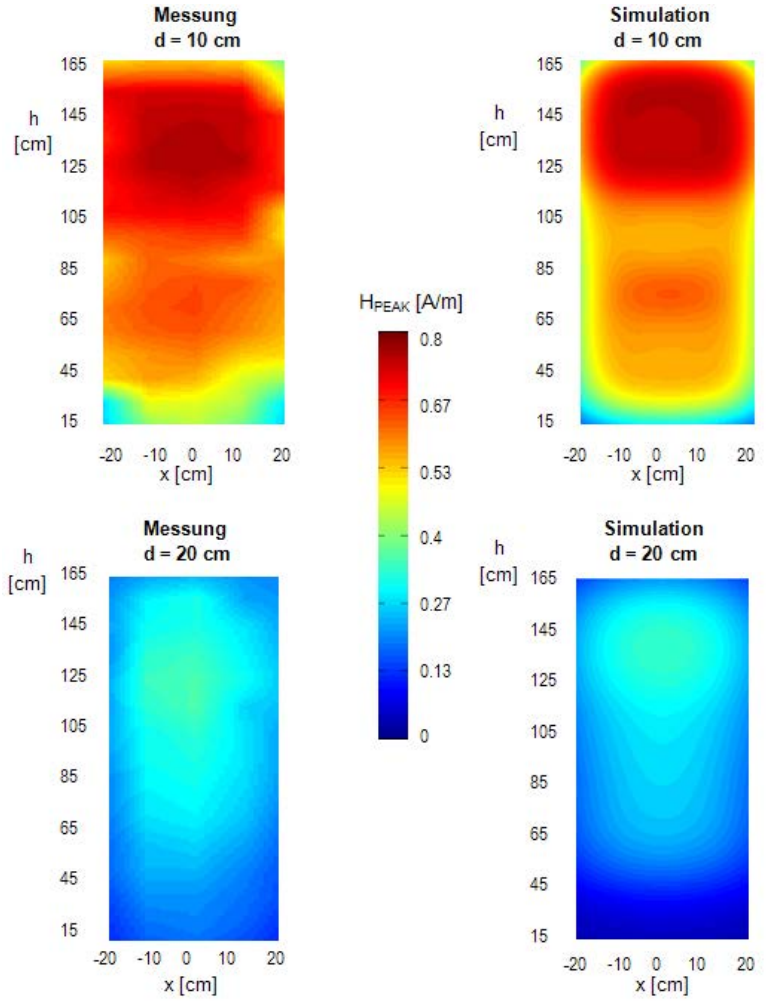


Abbildung 9.76: Vergleich von Messung (links) und Simulation (rechts) anhand der Feldverteilung (Spitzenwerte) der magnetischen Feldstärke in zwei Vertikalebenen in Parallelabständen von 10 cm (oben) und 20 cm (unten) zur Antenne.

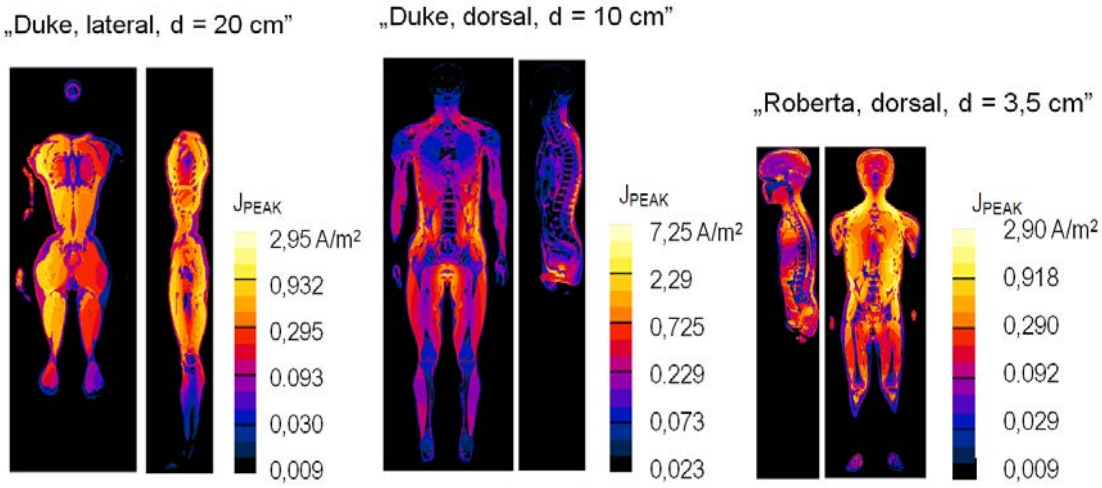


Abbildung 9.77: Verteilung der lokalen (ungemittelten) in den untersuchten Expositionsszenarien induzierten Körperstromdichte (Spitzenwerte) in unterschiedlichen Vertikalschnitten durch das Stromdichtemaximum

Abbildung 9.78 fasst die Berechnungsergebnisse anhand der relevanten Bewertungsgröße gemäß ICNIRP 1998, der über 1 cm^2 normal zur Stromflussrichtung gemittelten Körperstromdichte zusammen. Für die Bedeutung der Bezeichnungen „inkl. CSF“ und „exkl. CSF“ in der Tabelle, siehe Kapitel 5.9.

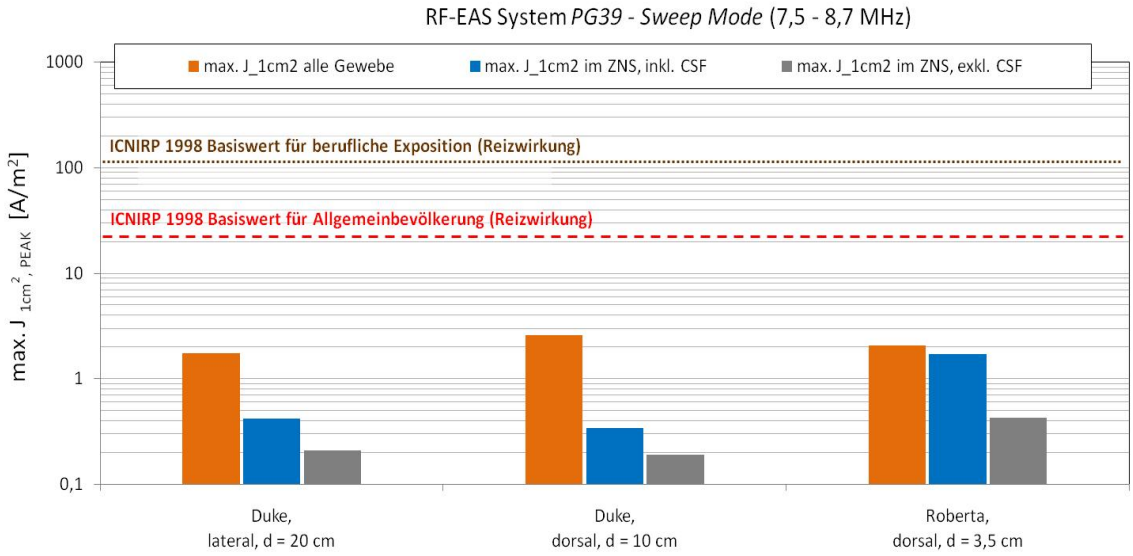


Abbildung 9.78: Maximale über 1 cm^2 normal zur Stromflussrichtung gemittelte induzierte Körperstromdichten (Spitzenwerte) in den numerisch untersuchten allgemeinen Expositionsszenarien mit dem RF-EAS System *PG39 im Sweep Mode* (7,5 - 8,7 MHz) im Vergleich zu den Basiswerten nach ICNIRP 1998

Abbildung 9.79 fasst die Berechnungsergebnisse anhand der oberhalb von 100 kHz relevanten Bewertungsgröße gemäß ICNIRP 1998, der über den ganzen Körper gemittelten SAR und der maximalen lokalen über 10g Gewebe gemittelten SAR zusammen.

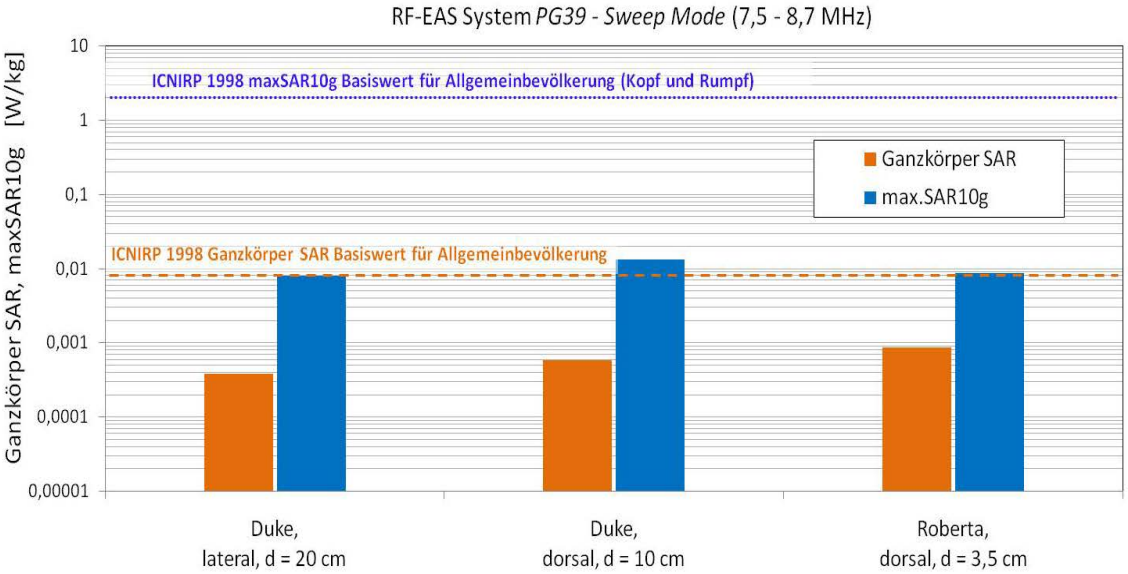


Abbildung 9.79: Maximale Ganzkörper-SAR und lokale maxSAR10g in den numerisch untersuchten allgemeinen Expositionsszenarien mit dem RF-EAS System *PG39 im Sweep Mode* (7,5 - 8,2 MHz) im Vergleich zu den Basiswerten nach ICNIRP 1998

9.4.7.3 Unsicherheiten der Berechnungsergebnisse

Eine Abschätzung der numerischen Unsicherheiten zufolge limitierter räumlicher Auflösung und Variabilität (±20%) der dielektrischen Gewebeeigenschaften durch zusätzliche Simulationen führte auf Unsicherheitswerte von ±3% (räumliche Auflösung) und ±18% (dielektrische Gewebeeigenschaften). Die zu erwartenden numerische Unsicherheiten des Rechenalgorithmus liegen deutlich unter 3% und können daher vernachlässigt werden. Die Validierung des numerischen Quellenmodells zeigt im relevanten Feldbereich Abweichungen bis zu ca. ±18% bezüglich der magnetischen Feldstärke (vgl. Abbildung 9.75 und Abbildung 9.76). Berücksichtigt man schließlich eine mittlere Standard-Unsicherheit der Validierungsmessungen von ca. ±12%, (vgl. Tabelle 9.15) so ergibt sich für die Berechnungsergebnisse unter der Annahme statistischer Unabhängigkeit der genannten Unsicherheitsbeiträge, eine Standard-Gesamtunsicherheit von ca. ±28%.

9.4.7.4 Bewertung der Berechnungsergebnisse

Bei Zugrundelegung der Basiswerte im Sinne der ICNIRP 1998, d.h., bei Beschränkung der Stromdichte-Basiswerte ausschließlich auf Gewebe des Zentralnervensystems und Berücksichtigung der SAR-Basiswerte, zeigt sich in den untersuchten Expositionsszenarien keine Überschreitung der Basiswerte, auch bei sehr geringer Distanz zu den Antennen.

9.4.8 RF-EAS System *Trend*

Wie aus den in Kapitel 9.2.3 dargestellten Produkthäufigkeiten zählt das Modell Trend zu den am häufigsten anzutreffenden dieses Herstellers. Abbildung 9.80 zeigt das untersuchte Gerät. Bezüglich der emittierten Signalform, siehe Kapitel 9.3.7.

Abbildung 9.80: RF-EAS-System *Trend*

9.4.8.1 Validierung des Quellenmodells

Auf Basis von detaillierten Messungen der Feldverteilung in unterschiedlichen Entfernungen zur Oberfläche der Antenne wurde ein numerisches Quellenmodell für eine Antenne des EAS-Gerätes *Trend* erstellt. Aufgrund der Tatsache, dass von Checkpoint Systems kein Gerät für detaillierte Untersuchungen unter Laborbedingungen zur Verfügung gestellt werden konnte, erfolgten die Messungen vor Ort im Einzelhandel.

Abbildung 9.81 zeigt einen Vergleich der magnetischen Feldstärke (Spitzenwerte) entlang unterschiedlicher Achsen im Raumbereich von 10 cm bis 35 cm vor der Antenne.
Abbildung 9.82 zeigt Vergleiche der gemessenen Feldverteilung und der mit dem numerischen Quellenmodell erzielten Feldverteilung in zwei Vertikalebenen in 10 cm und 20 cm Parallelabstand zur Antenne.

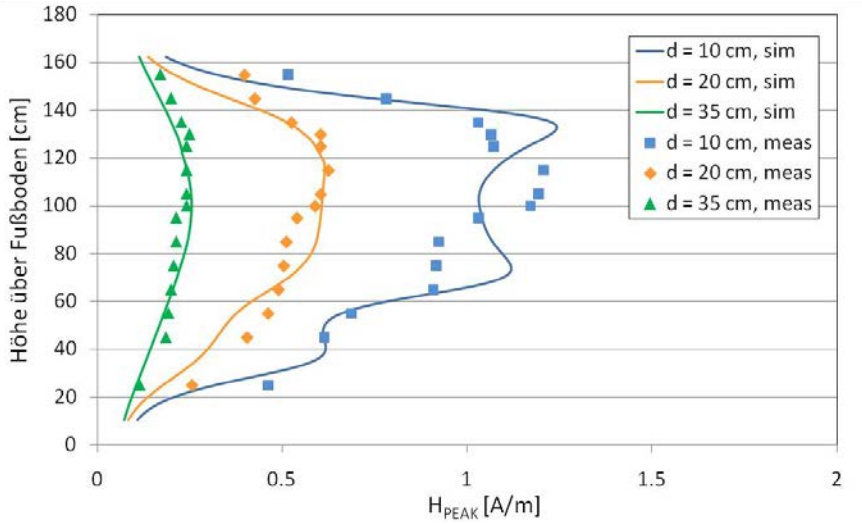


Abbildung 9.81: Vergleich der Feldverlaufs (Spitzenwerte) zwischen Messung und Simulation entlang vertikaler Achsen mittig vor der Antenne in unterschiedlichen Abständen zur Antenne

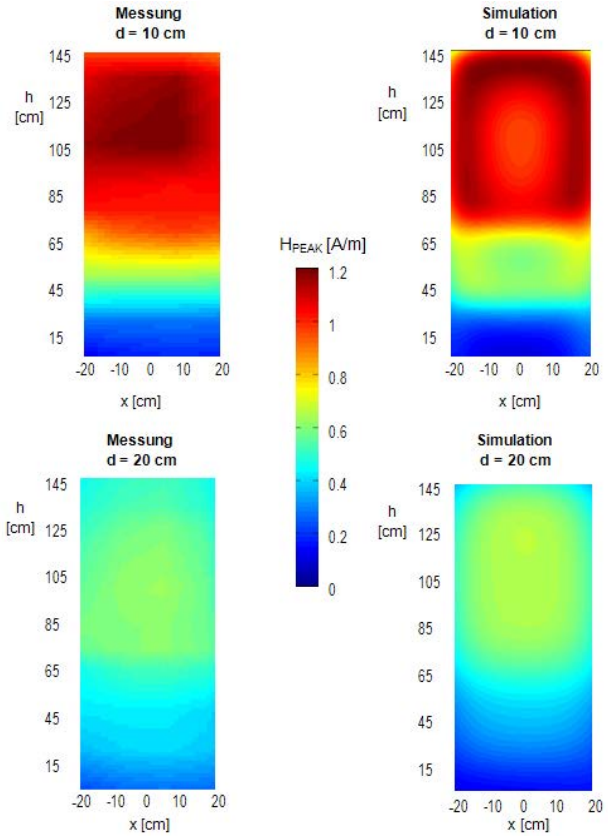


Abbildung 9.82: Vergleich von Messung (links) und Simulation (rechts) anhand der Feldverteilung (Spitzenwerte) der magnetischen Feldstärke in zwei Vertikalebenen in Parallelabständen von 10 cm (oben) und 20 cm (unten) zur Antenne.

Die gezeigten Vergleiche der mit dem numerischen Quellenmodell erzielten Simulationsergebnisse mit den Messergebnissen zeigen gute Übereinstimmung im interessierenden Feldbereich mit Abweichungen von weniger als ca. 20%.

9.4.8.2 Berechnungsergebnisse

Abbildung 9.83 zeigt grafisch die Verteilung der ungemittelten induzierten Körperstromdichte (Spitzenwerte) in unterschiedlichen Vertikalschnitten durch das Stromdichtemaximum für die drei betrachteten Expositionsszenarien „Duke, lateral, 20 cm“, „Duke, dorsal, 10 cm“ und „Roberta, dorsal, 3,5 cm“. Letztgenanntes Szenario stellt einen (durchaus denkbaren) Fall dar, bei dem ein Kind der Antenne sehr nahe kommt.

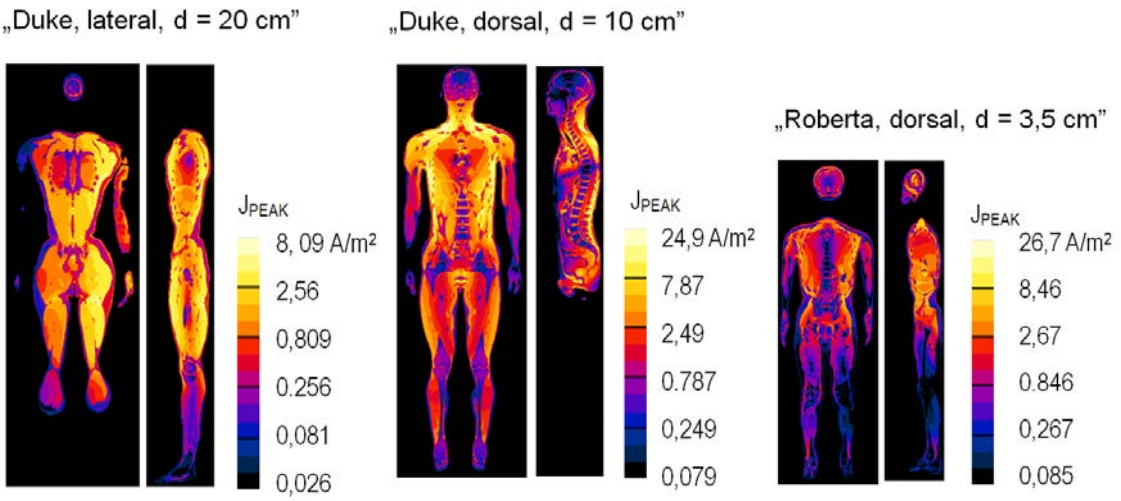


Abbildung 9.83: Verteilung der lokalen (ungemittelten) in den untersuchten Expositionsszenarien induzierten Körperstromdichte (Spitzenwerte) in unterschiedlichen Vertikalschnitten durch das Stromdichtemaximum

Abbildung 9.84 fasst die Berechnungsergebnisse anhand der relevanten Bewertungsgröße gemäß ICNIRP 1998, der über 1 cm^2 normal zur Stromflussrichtung gemittelten Körperstromdichte zusammen. Für die Bedeutung der Bezeichnungen „inkl. CSF“ und „exkl. CSF“ in der Tabelle, siehe Kapitel 5.9.

Abbildung 9.85 fasst die Berechnungsergebnisse anhand der oberhalb von 100 kHz relevanten Bewertungsgröße gemäß ICNIRP 1998, der über den ganzen Körper gemittelten SAR und der maximalen lokalen über 10g Gewebe gemittelten SAR zusammen.

9.4.8.3 Unsicherheiten der Berechnungsergebnisse

Eine Abschätzung der numerischen Unsicherheiten zufolge limitierter räumlicher Auflösung und Variabilität (±20%) der dielektrischen Gewebeeigenschaften durch zusätzliche Simulationen führte auf Unsicherheitswerte von ±3% (räumliche Auflösung) und ±18% (dielektrische Gewebeeigenschaften). Die zu erwartenden numerische Unsicherheiten des Rechenalgorithmus liegen deutlich unter 3% und können daher vernachlässigt werden. Die Validierung des numerischen Quellenmodells zeigt im relevanten Feldbereich Abweichungen bis zu ca. ±20% bezüglich der magnetischen Feldstärke (vgl. Abbildung 9.81 und Abbildung 9.82). Berücksichtigt man schließlich eine mittlere Standard-Unsicherheit der Validierungsmessungen von ca. ±13%, (vgl. Tabelle 9.3) so ergibt sich für die

Berechnungsergebnisse unter der Annahme statistischer Unabhängigkeit der genannten Unsicherheitsbeiträge, eine Standard-Gesamtunsicherheit von ca. ±30%.

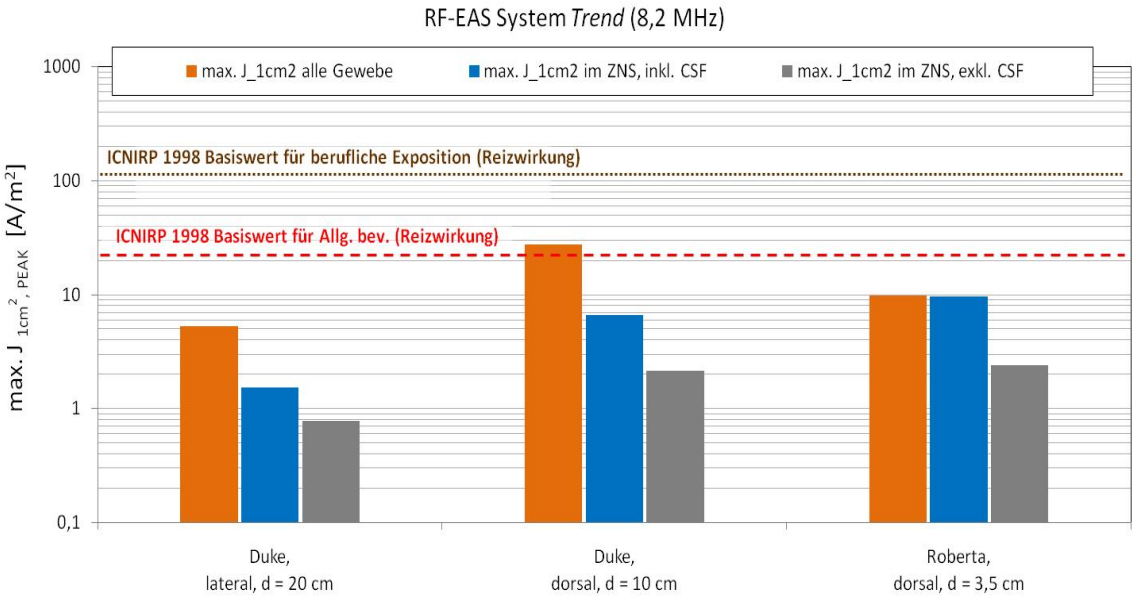


Abbildung 9.84: Maximale über 1 cm² normal zur Stromflussrichtung gemittelte induzierte Körperstromdichten (Spitzenwerte) in den numerisch untersuchten allgemeinen Expositionsszenarien mit dem RF-EAS System *Trend* (8,2 MHz) im Vergleich zu den Basiswerten nach ICNIRP 1998

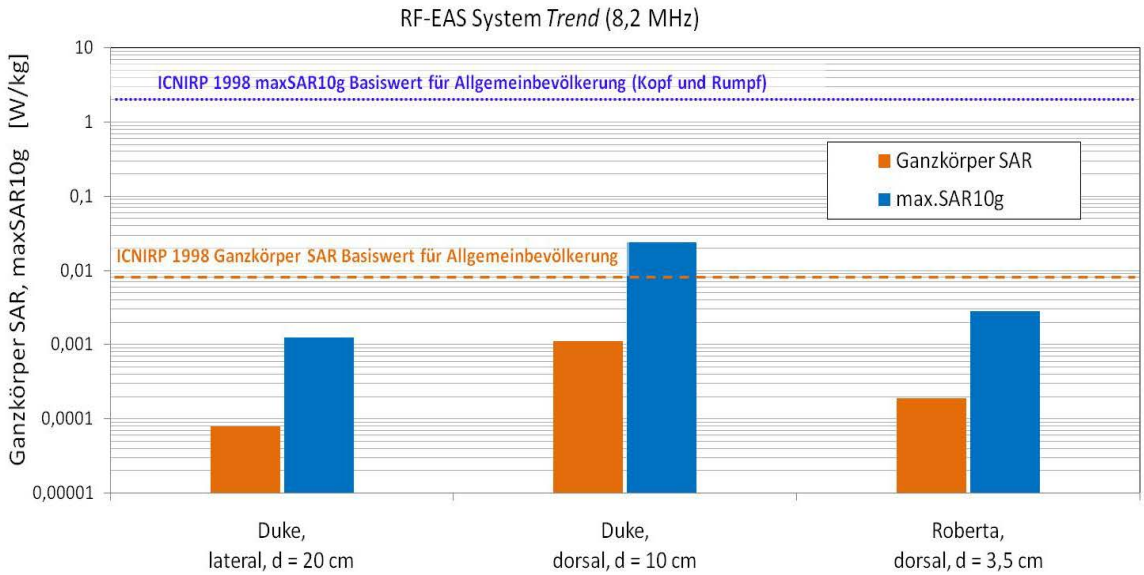


Abbildung 9.85: Maximale Ganzkörper-SAR und lokale maxSAR10g in den numerisch untersuchten allgemeinen Expositionsszenarien mit dem RF-EAS System *Trend* (8,2 MHz) im Vergleich zu den Basiswerten nach ICNIRP 1998

9.4.8.4 Bewertung der Berechnungsergebnisse

Bei Zugrundelegung der Basiswerte im Sinne der ICNIRP 1998, d.h., bei Beschränkung der Stromdichte-Basiswerte ausschließlich auf Gewebe des Zentralnervensystems und Berücksichtigung der SAR-Basiswerte, zeigt sich in den untersuchten Expositionsszenarien keine Überschreitung der Basiswerte, auch bei sehr geringer Distanz zu den Antennen.

9.4.9 RF-EAS System *Evolve G20*

Das Modell Evolve G20 ist eines der neuesten Produkte des Herstellers Checkpoint Systems. Abbildung 9.86 zeigt das untersuchte Gerät. Bezüglich der emittierten Signalform, siehe Kapitel 9.3.8.

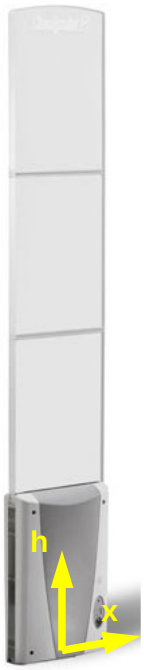


Abbildung 9.86: RF-EAS-System *Evolve G20*

9.4.9.1 Validierung des Quellenmodells

Auf Basis von detaillierten Messungen der Feldverteilung in unterschiedlichen Entfernungen zur Oberfläche der Antenne wurde ein numerisches Quellenmodell für eine Antenne des EAS-Gerätes *Evolve G20* erstellt. Aufgrund der Tatsache, dass von Checkpoint Systems kein Gerät für detaillierte Untersuchungen unter Laborbedingungen zur Verfügung gestellt werden konnte, erfolgten die Messungen vor Ort im Einzelhandel.

Abbildung 9.87 zeigt einen Vergleich der magnetischen Feldstärke (Spitzenwerte) entlang unterschiedlicher Achsen im Raumbereich von 10 cm bis 35 cm vor der Antenne.
Abbildung 9.88 zeigt Vergleiche der gemessenen Feldverteilung und der mit dem numerischen Quellenmodell erzielten Feldverteilung in zwei Vertikalebenen in 10 cm und 20 cm Parallelabstand zur Antenne.

Die gezeigten Vergleiche der mit dem numerischen Quellenmodell erzielten Simulationsergebnisse mit den Messergebnissen zeigen gute Übereinstimmung im interessierenden Feldbereich mit Abweichungen von weniger als ca. 15%.

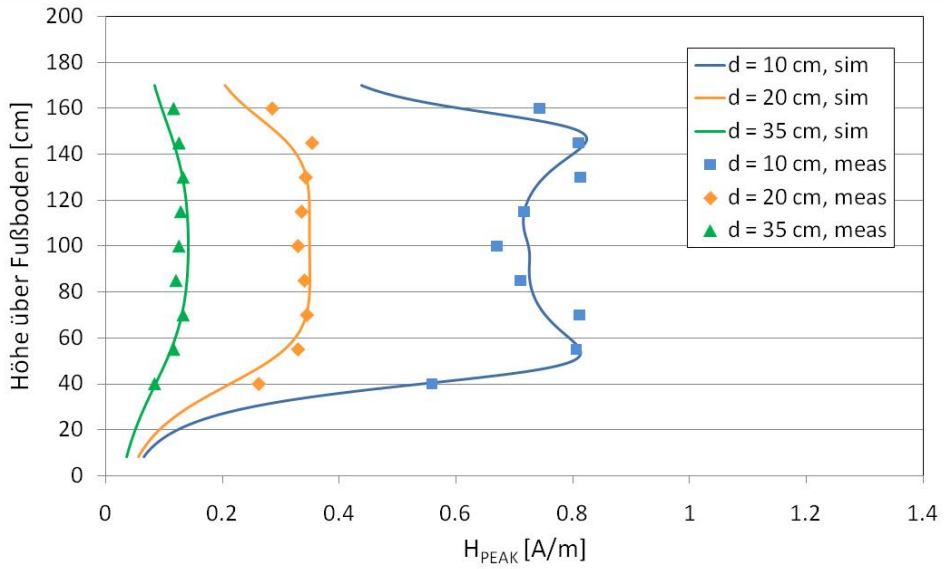


Abbildung 9.87: Vergleich der Feldverlaufs (Spitzenwerte) zwischen Messung und Simulation entlang vertikaler Achsen mittig vor der Antenne in unterschiedlichen Abständen zur Antenne

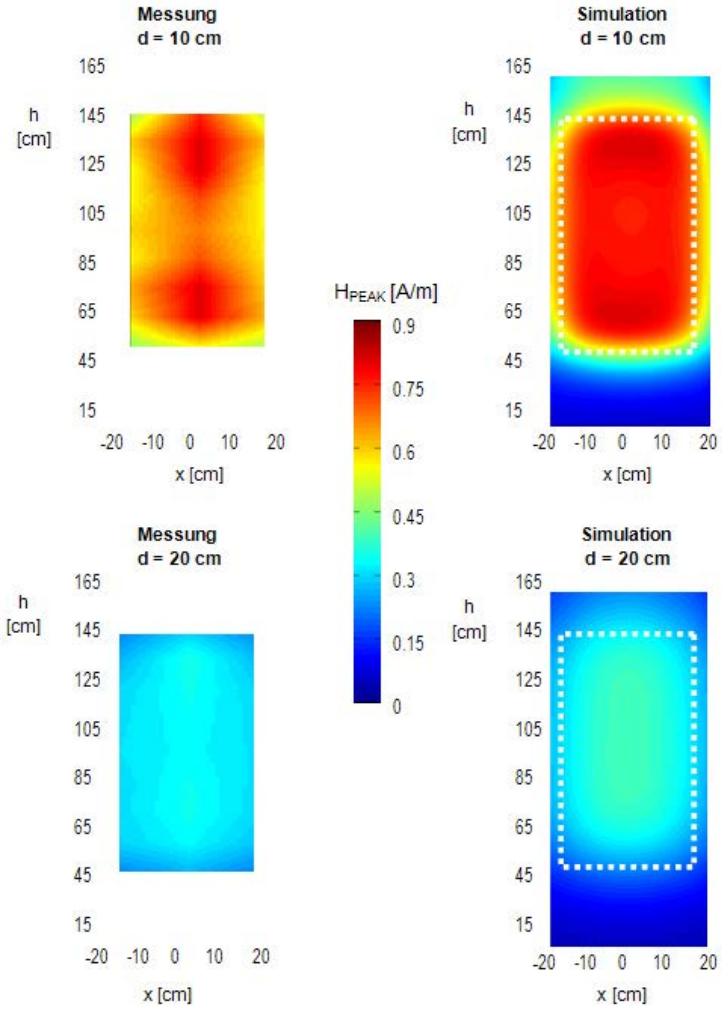


Abbildung 9.88: Vergleich von Messung (links) und Simulation (rechts) anhand der Feldverteilung (Spitzenwerte) der magnetischen Feldstärke in zwei Vertikalebenen in Parallelabständen von 10 cm (oben) und 20 cm (unten) zur Antenne.

9.4.9.2 Berechnungsergebnisse

Abbildung 9.89 zeigt grafisch die Verteilung der ungemittelten induzierten Körperstromdichte (Spitzenwerte) in unterschiedlichen Vertikalschnitten durch das Stromdichtemaximum für die drei betrachteten Expositionsszenarien „Duke, lateral, 20 cm“, „Duke, dorsal, 10 cm“ und „Roberta, dorsal, 3,5 cm“. Letztgenanntes Szenario stellt einen (durchaus denkbaren) Fall dar, bei dem ein Kind der Antenne sehr nahe kommt.

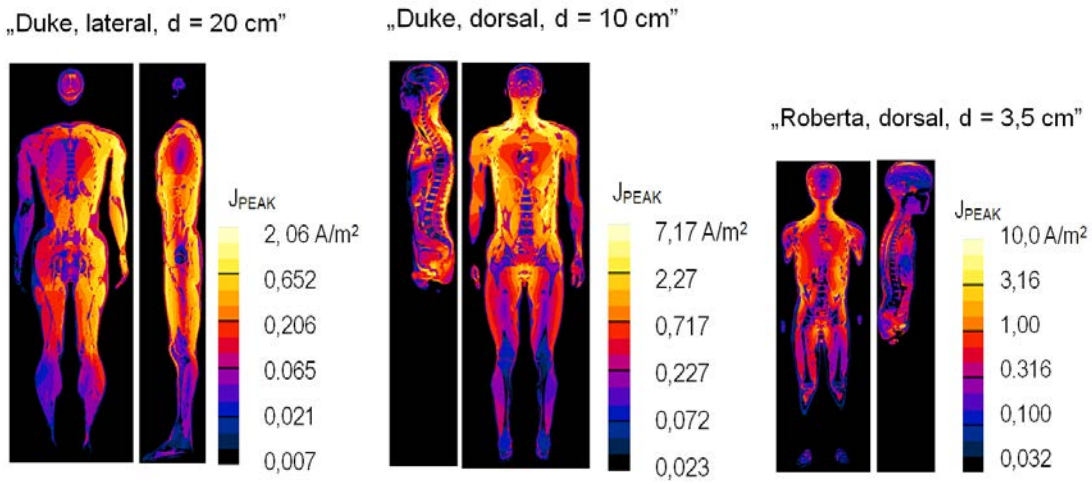


Abbildung 9.89: Verteilung der lokalen (ungemittelten) in den untersuchten Expositionsszenarien induzierten Körperstromdichte (Spitzenwerte) in unterschiedlichen Vertikalschnitten durch das Stromdichtemaximum

Abbildung 9.90 fasst die Berechnungsergebnisse anhand der relevanten Bewertungsgröße gemäß ICNIRP 1998, der über 1 cm^2 normal zur Stromflussrichtung gemittelten Körperstromdichte zusammen. Für die Bedeutung der Bezeichnungen „inkl. CSF“ und „exkl. CSF“ in der Tabelle, siehe Kapitel 5.9.

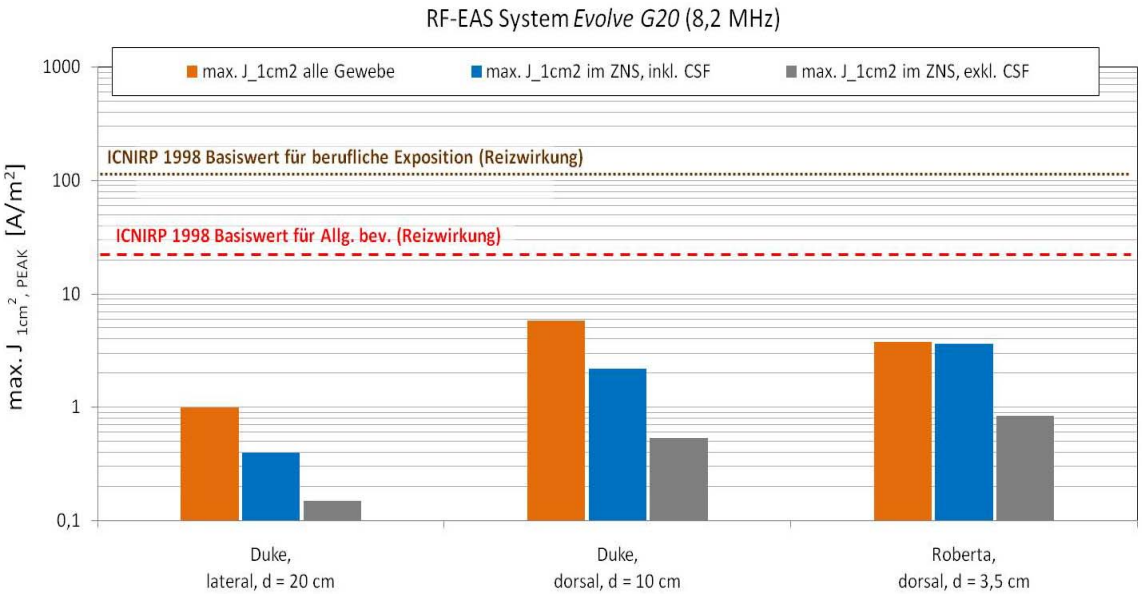


Abbildung 9.90: Maximale über 1 cm^2 normal zur Stromflussrichtung gemittelte induzierte Körperstromdichten (Spitzenwerte) in den numerisch untersuchten allgemeinen Expositionsszenarien mit dem RF-EAS System *Evolve G20* (8,2 MHz) im Vergleich zu den Basiswerten nach ICNIRP 1998

Abbildung 9.91 fasst die Berechnungsergebnisse anhand der oberhalb von 100 kHz relevanten Bewertungsgröße gemäß ICNIRP 1998, der über den ganzen Körper gemittelten SAR und der maximalen lokalen über 10g Gewebe gemittelten SAR zusammen.

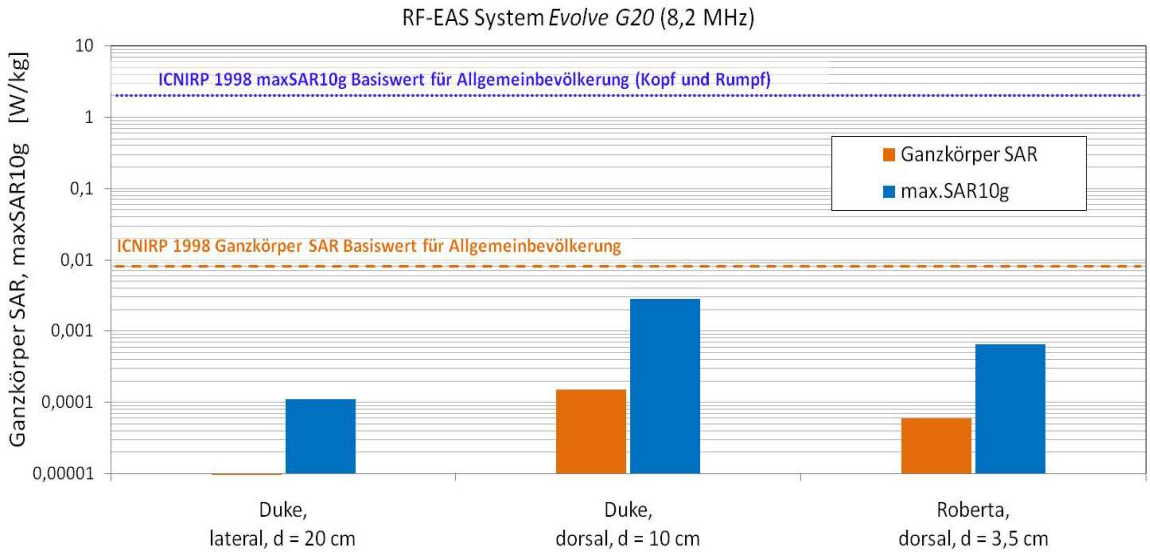


Abbildung 9.91: Maximale Ganzkörper-SAR und lokale maxSAR10g in den numerisch untersuchten allgemeinen Expositionsszenarien mit dem RF-EAS System *Evolve G20* (8,2 MHz) im Vergleich zu den Basiswerten nach ICNIRP 1998

9.4.9.3 Unsicherheiten der Berechnungsergebnisse

Eine Abschätzung der numerischen Unsicherheiten zufolge limitierter räumlicher Auflösung und Variabilität (±20%) der dielektrischen Gewebeeigenschaften durch zusätzliche Simulationen führte auf Unsicherheitswerte von ±3% (räumliche Auflösung) und ±18% (dielektrische Gewebeeigenschaften). Die zu erwartenden numerische Unsicherheiten des Rechenalgorithmus liegen deutlich unter 3% und können daher vernachlässigt werden. Die Validierung des numerischen Quellenmodells zeigt im relevanten Feldbereich Abweichungen bis zu ca. ±15% bezüglich der magnetischen Feldstärke (vgl. Abbildung 9.81 und Abbildung 9.82). Berücksichtigt man schließlich eine mittlere Standard-Unsicherheit der Validierungsmessungen von ca. ±13%, (vgl. Tabelle 9.3) so ergibt sich für die Berechnungsergebnisse unter der Annahme statistischer Unabhängigkeit der genannten Unsicherheitsbeiträge, eine Standard-Gesamtunsicherheit von ca. ±27%.

9.4.9.4 Bewertung der Berechnungsergebnisse

Bei Zugrundelegung der Basiswerte im Sinne der ICNIRP 1998, d.h., bei Beschränkung der Stromdichte-Basiswerte ausschließlich auf Gewebe des Zentralnervensystems und Berücksichtigung der SAR-Basiswerte, zeigt sich in den untersuchten Expositionsszenarien keine Überschreitung der Basiswerte, auch bei sehr geringer Distanz zu den Antennen.

9.4.10 Deaktivator für AM-EAS Etiketten

Beim untersuchten Gerät handelt es sich um einen Deaktivator für Transponder akustomagnetischer (AM) Artikelsicherungssysteme (Abbildung 9.92).

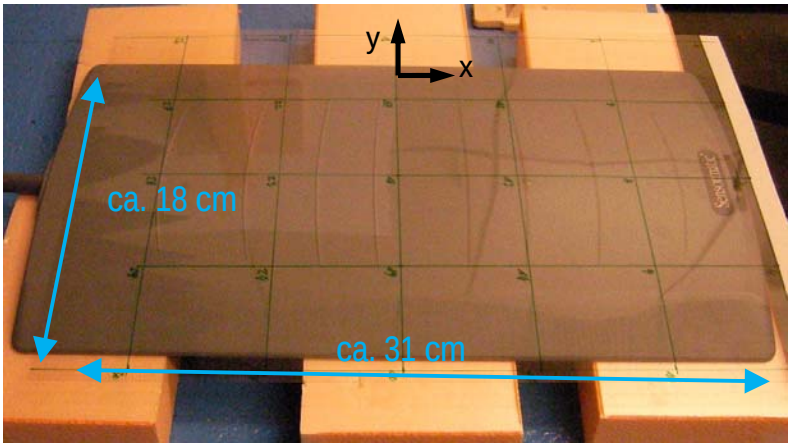


Abbildung 9.92: Antenne des untersuchten Deaktivators für akustomagnetische EAS-Transponder

9.4.10.1 Messtechnische Charakterisierung der emittierten Signale

In gleicher Weise wie die EAS-Antennen zur Detektion der Transponder, sendet der eingeschaltete Deaktivator kontinuierlich einen Puls mit Trägerfrequenzpaketen (58 kHz) aus (Impulsdauer ca. 1,6 ms, Pulsperiode ca. 13,35 ms). Wird ein Transponder in die Nähe des Deaktivators gebracht, wird er vom Deaktivator erkannt und es wird ein starker exponentiell abklingender Entmagnetisierungsimpuls (1,6 kHz Eigenfrequenz) vom Deaktivator erzeugt (siehe Abbildung 9.93).

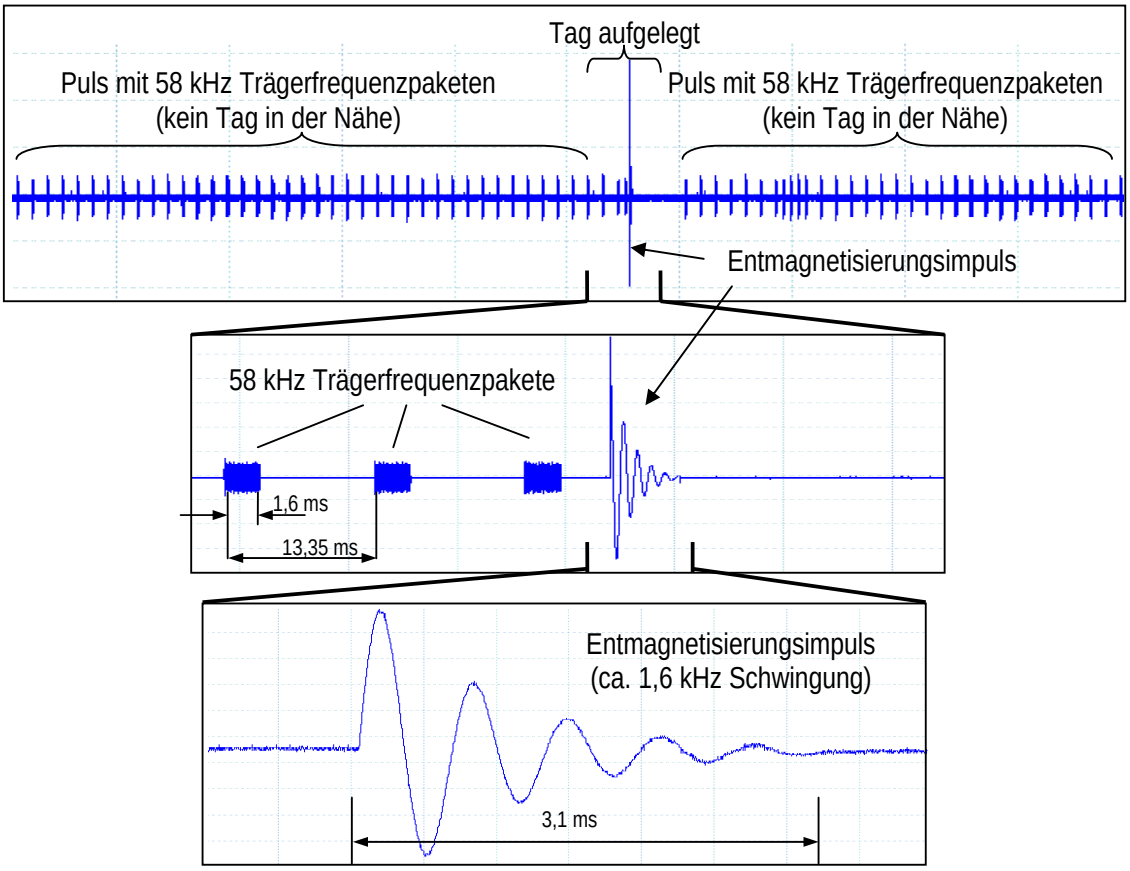


Abbildung 9.93: Zeitverlauf (Amplituden nur qualitativ) der magnetischen Flussdichte in der Nähe der Oberfläche des Deaktivators. Wird ein Tag in die Nähe des Deaktivators gebracht, wird ein starker Entmagnetisierungsimpuls erzeugt.

Die maximale Wiederholfrequenz des Entmagnetisierungsimpulses beträgt ca. 1 Hz, siehe Abbildung 9.94, gemessen mit einem am Deaktivator aufgelegten nicht deaktivierbaren Transponder.

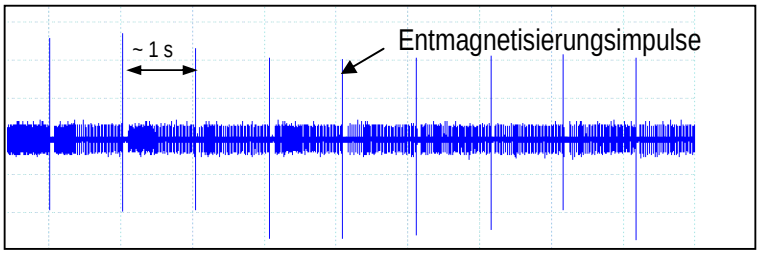


Abbildung 9.94: Zeitverlauf (Amplituden nur qualitativ) der magnetischen Flussdichte in der Nähe der Oberfläche des Deaktivators bei Auflegen eines nicht-deaktivierbaren Transponder auf den Deaktivator.

Da nur nach dem Erkennen eines noch intakten Transponders der Entmagnetisierungsimpuls abgegeben wird, erfolgt in der Praxis die Exposition gegenüber dem Entmagnetisierungsimpuls in wesentlich größeren Zeitabständen als 1 s. Für die Beurteilung der Exposition nach den ICNIRP Guidelines 1998 ist dies jedoch irrelevant, da im Arbeitsfrequenzbereich des untersuchten Systems keine zeitliche Mittelung der Basisgröße (induzierte Stromdichte) vorgesehen ist.

9.4.10.2 Ergebnisse der Immissionsmessungen

Für die Immissionsmessungen zum Vergleich mit den Referenzwerten wurde ein Messpunktgitter entsprechend Abbildung 5.3 verwendet.

Abbildung 9.95 zeigt die Feldverteilung der magnetischen Flussdichte (Spitzenwerte) $B_{PEAK,58kHz}$ in einer Vertikalebene in 10 cm Distanz zur Längskante des Gerätegehäuses, wobei der Deaktivator in 85 cm Höhe aufgestellt wurde und sich **kein Transponder** in der Nähe befand. D.h., der Deaktivator erzeugt nur die Trägerfrequenzpakete bei 58 kHz (vgl. Abbildung 9.93).

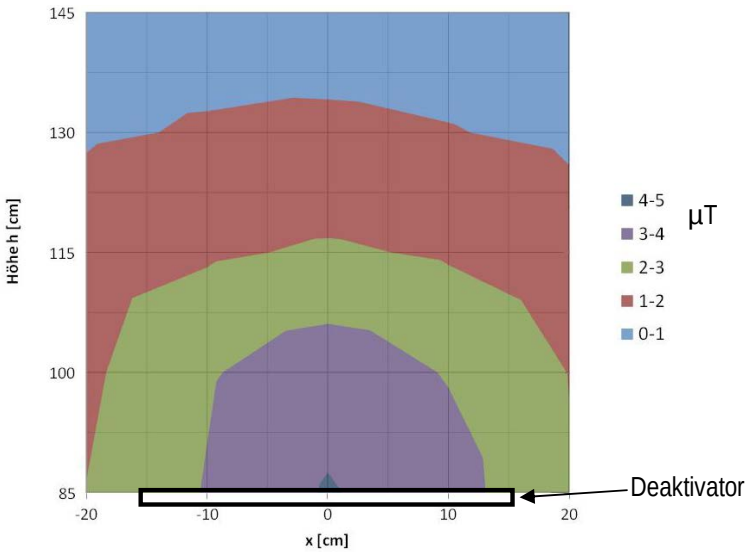


Abbildung 9.95: Verteilung der magnetischen Flussdichte (Spitzenwerte) in einer Vertikalebene in 10 cm Distanz zur Längskante des in 85 cm Höhe in normaler Gebrauchslage aufgestellten Deaktivators ohne Transponder in der Nähe, d.h. nur Aussendung von 58 kHz Trägerfrequenzpaketen.

Abbildung 9.96 veranschaulicht den Verlauf der magnetischen Flussdichte (Spitzenwerte) $B_{PEAK,58kHz}$ bei Entfernung vom Deaktivator (ohne Transponder) in unterschiedlichen Höhen h.

Dicht an der Oberfläche des Deaktivators (ca. 10 mm Distanz) liegen die Werte der magnetischen Flussdichte, gemessen mit einer isotropen Sonde mit 1 cm^2 Aufnehmerquerschnitt (Abbildung 5.7) lokal bei bis zu ca. 550 µT. Bei linearer räumlicher Mittelung der Messwerte über das gemäß EN 62369-1 für am Tisch montierte Antennen zu verwendende Raster ergibt sich ein Mittelwert der magnetischen Flussdichte $B_{PEAK,mittel,58kHz}$ von ca. 0,5 µT. Dies liegt deutlich unterhalb des Referenzwertes für die magnetische Flussdichte gemäß den ICNIRP Richtlinien 1998 [7], sowohl für berufliche Exposition ($B_{ref,PEAK,58kHz}$=43,4 µT), als auch für die Allgemeinbevölkerung ($B_{ref,PEAK,58kHz}$=8,84 µT). Trotz dieser Tatsache wurden auch numerische Simulationen zur Analyse der induzierten Körperstromdichten durchgeführt.

Die Spitzenwerte der elektrischen Feldstärke lagen selbst in 10 cm Entfernung zur Antenne unterhalb von 40 V/m. Im Verhältnis zu den entsprechenden Referenzwerten für berufliche Exposition ($E_{ref,PEAK,58kHz}$= 863 V/m) und die Allgemeinbevölkerung ($E_{ref,PEAK,58kHz}$= 123 V/m), dominieren demnach eindeutig die magnetischen Immissionen. Da gemäß ICNIRP 1998 keine additive Wirkung von elektrisch und magnetisch induzierten Körperströmen anzunehmen ist, sind für die strahlenschutztechnische Beurteilung nach ICNIRP 1998 die magnetischen Immissionen relevant.

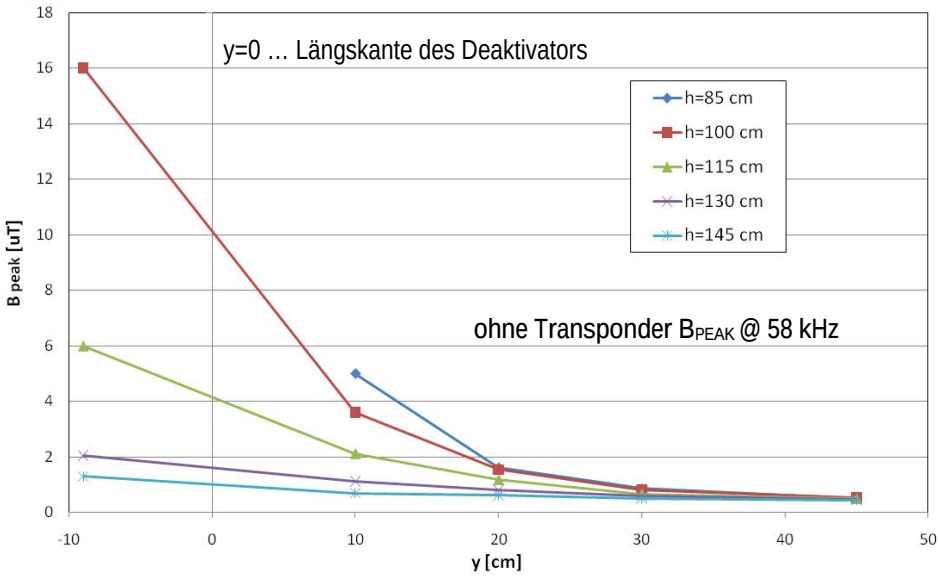


Abbildung 9.96: Verlauf der magnetischen Flussdichte (Spitzenwerte) entlang horizontaler Achsen in unterschiedlichen Höhen bei x=0 cm (mittig zum Deaktivator). y = -9 entspricht mittig über dem Deaktivator. Ohne Transponder, d.h. ausschließlich Aussendung der 58 kHz Trägerfrequenzpakete

Wird ein Transponder in die Nähe des Deaktivators gebracht und von diesem erkannt, erzeugt der Deaktivator einen starken Deaktivierungsimpuls (1,6 kHz). Die gemessene räumliche Verteilung der magnetischen Flussdichte $B_{PEAK,1.6kHz}$ die durch diesen Impuls erzeugt wird, ist in Abbildung 9.97 in einer Vertikalebene in 10 cm Distanz zur Längskante des Gerätegehäuses dargestellt (Gerät in 85 cm Höhe).

Abbildung 9.98 veranschaulicht den Verlauf der magnetischen Flussdichte (Spitzenwerte) $B_{PEAK,1.6kHz}$ bei Entfernung vom Deaktivator (mit Transponder) in unterschiedlichen Höhen h.

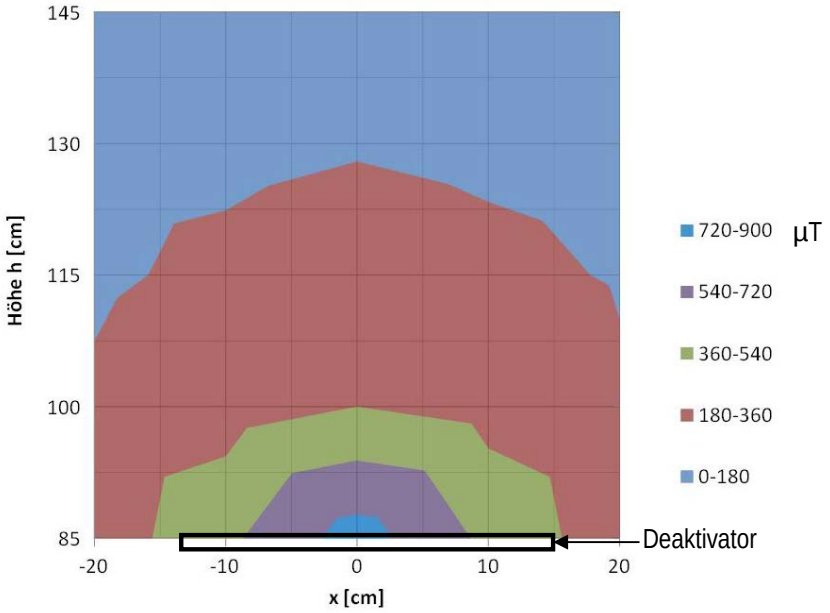


Abbildung 9.97: Verteilung der magnetischen Flussdichte (Spitzenwerte) in einer Vertikalebene in 10 cm Distanz zur Längskante des in 85 cm Höhe in normaler Gebrauchslage aufgestellten Deaktivators mit aufgelegtem Transponder d.h., Spitzenwerte entsprechen dem Deaktivierungsimpuls (1,6 kHz)

Nahe der Oberfläche des Deaktivators (ca. 10 mm Distanz) treten lokal Spitzenwerte der magnetischen Flussdichte $B_{PEAK,1.6kHz}$ bis zu ca. 10 mT auf (gemessen mit einer isotropen Sonde mit 1 cm^2 Aufnehmerquerschnitt). Bei linearer räumlicher Mittelung der Messwerte über das gemäß EN 62369-1 für am Tisch montierte Antennen zu verwendete Raster verbleibt immer noch ein Mittelwert der magnetischen Flussdichte $B_{PEAK,mittel,1.6kHz}$ von ca. 65 µT, was über den Referenzwerten für die magnetische Flussdichte gemäß den ICNIRP Richtlinien 1998 [7] für berufliche Exposition ($B_{ref,PEAK,1,6kHz}$=43,4 µT) und Allgemeinbevölkerung ($B_{ref,PEAK,1,6kHz}$=8,84 µT) liegt. Eine Bewertung hinsichtlich der induzierten Körperströme ist daher angezeigt.

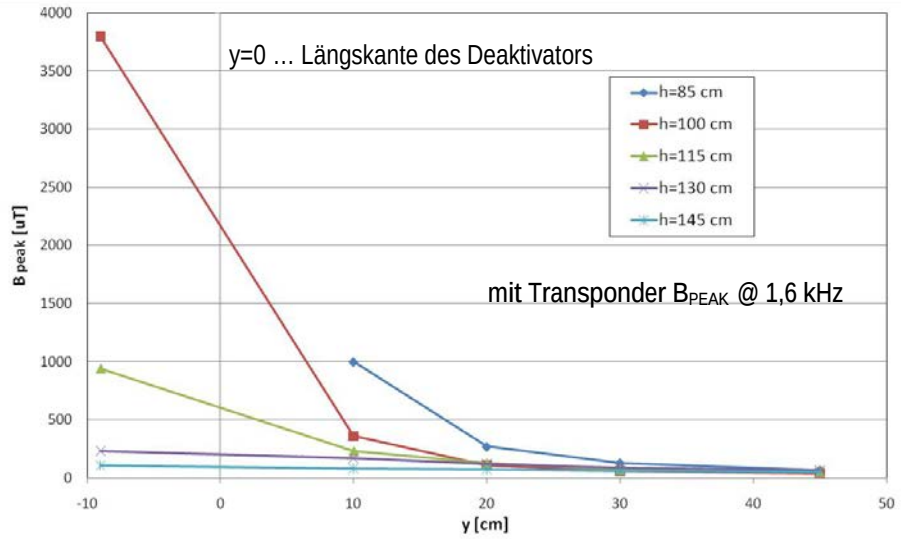


Abbildung 9.98: Verlauf der magnetischen Flussdichte (Spitzenwerte) entlang horizontaler Achsen in unterschiedlichen Höhen bei x=0 cm (mittig zum Deaktivator). y = -9 entspricht mittig über dem Deaktivator. Mit aufgelegtem Transponder d.h., Spitzenwerte entsprechen dem Deaktivierungsimpuls (1,6 kHz)

9.4.10.3 Messunsicherheit

Die erweiterte Kalibrierunsicherheit (k=2) der verwendeten Messgeräte liegt bei ±15% (NIFSPEC mit ELT400, bzw. EMS-100, vgl. Tabelle 5.1) bzw. ±20% (1 cm^2 Miniaturmagnetfeldsonde, vgl. Tabelle 5.1, bzw. Abschnitt 5.3). Aufgrund der starken Feldgradienten nahe zum untersuchten Gerät, ergibt sich durch die Positionierunsicherheit der Feldsonden (manuelle Positionierung: ±1 cm) vor allem in Messpunkten nahe zur Quelle ein weiterer Unsicherheitsbeitrag, der experimentell zu ca. max. ±8% (Standardunsicherheit) abgeschätzt wurde. Daraus ergibt sich eine gesamte erweitere Messunsicherheit von maximal ca. ±26% (k=2).

9.4.10.4 Bewertung der Messergebnisse

Im Zustand ohne in der Nähe befindlichen Transponder liegen die vom untersuchten Deaktivator verursachten Spitzenwerte der magnetischen Flussdichte in Raumbereichen in denen sich im Normalbetrieb des Gerätes der Rumpf von Personen befinden kann (≥ 10 cm Distanz zur Antenne) unterhalb der Referenzwerte für die Allgemeinbevölkerung gemäß ICNIRP 1998. Wird ein Transponder in den Erfassungsbereich des Deaktivators gebracht verursacht der dabei vom Deaktivator erzeugte Deaktivierungsimpuls jedoch Spitzenwerte der magnetischen Flussdichte, die selbst in 40 cm Entfernung zur Antenne teilweise noch über den genannten Referenzwerten liegen. Eine Bewertung hinsichtlich der induzierten Körperströme auf Basis numerischer Berechnungen war daher von Interesse und wurde durchgeführt.

9.4.10.5 Validierung des numerischen Quellenmodells

Auf Basis von detaillierten Messungen der Feldverteilung in unterschiedlichen Entfernungen zur Oberfläche der Antenne wurde ein numerisches Quellenmodell für die Deaktivatorantenne erstellt. Abbildung 9.99 zeigt einen Vergleich der Feldverteilung zwischen Messung und numerischem Quellenmodell in einer Ebene 35 mm über dem Deaktivator.

Grundsätzlich ergeben sich nahe der Antenne größere Abweichungen als in größerer Entfernung, wie aus Abbildung 9.100 ersehen werden kann. Grund dafür ist einerseits, dass die konstruktiven Details der Spulenanordnung nicht exakt bekannt sind und andererseits, dass die Antennenspulen als solide, 1 mm flache Metallringe modelliert wurden, was in der numerischen Berechnung aufgrund des Skineffekts dazu führt, dass sich der Erregerstrom an den Kanten der Antennenspulen konzentriert. Dies führt in der Simulation sehr nahe an der Antenne zur merkbaren Ausbildung von Feldstärkemaxima, die bei der Messung am realen Gerät mit aus mehreren Drahtwindungen aufgebaute Antennenspulen nicht auftreten (Abbildung 9.100). Mit zunehmender Entfernung zur Antenne werden die Abweichungen zwischen Quellenmodelle und realer Antenne jedoch rasch geringer, so dass ab ca. 35 mm Distanz die mittleren Abweichungen unterhalb von ca. 50%, und ab einer Distanz von 6,5 cm unterhalb von 20% bleiben. Da bei der vorliegenden Antennenstruktur, wie auch die Messergebnisse bestätigen, aus physikalischer Sicht kein praktisch relevanter Unterschied in der qualitativen Feldverteilung zwischen 58 kHz und 1,6 kHz besteht, gilt die mit den Abbildungen dokumentierte Validierung auch für beide Frequenzen

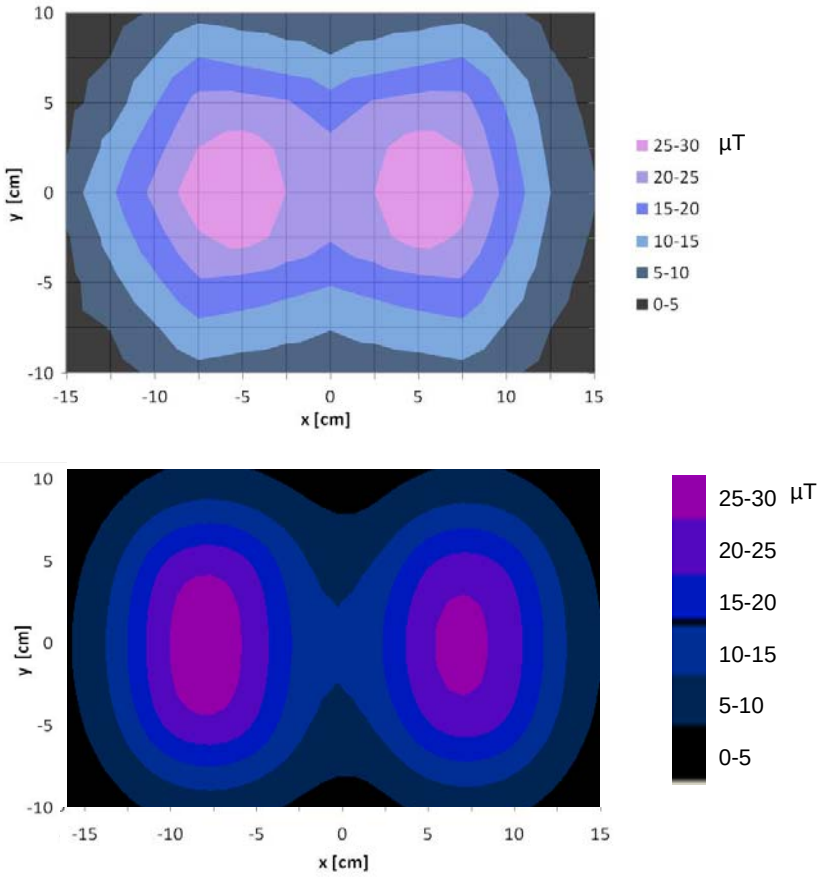


Abbildung 9.99: Vergleich der Feldverteilung der magnetischen Flussdichte (Spitzenwerte ohne Transponder) in einer Ebene 35 mm über dem Deaktivator. Oben: Messung am Gerät; unten: numerisches Quellenmodell

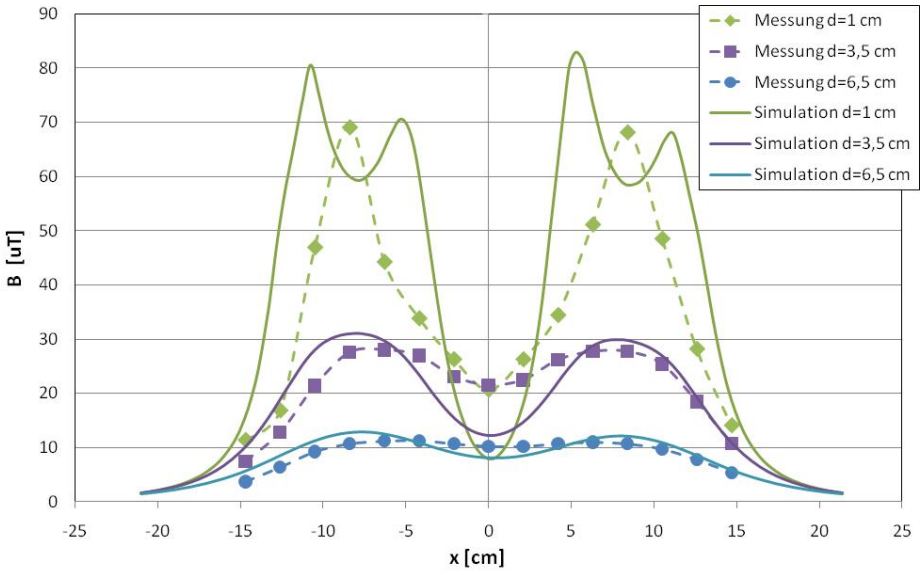


Abbildung 9.100: Vergleich der Feldverläufe entlang der Mittelachse des Deaktivators in unterschiedlichen Distanzen zur Deaktivatoroberfläche (Spitzenwerte ohne Transponder)

9.4.10.6 Berechnungsergebnisse

Abbildung 9.101 zeigt grafisch die Verteilung der ungemittelten induzierten Körperstromdichte (Spitzenwerte) während eines Deaktivierungsimpulses für das Bauch-Szenario in einer Ebene durch das Stromdichtemaximum. Der Maximalwert der Stromdichte tritt in oberflächennahen Blutgefäßen auf.

Abbildung 9.102 gibt einen grafischen Einblick in die Stromdichteverteilungen in den Händen in den untersuchten Szenarien (nur Ergebnisse für Duke's Hand dargestellt). Aufgrund der geringen Leitfähigkeit der Haut, treten die Stromdichtemaxima typischerweise im Muskelgewebe auf.

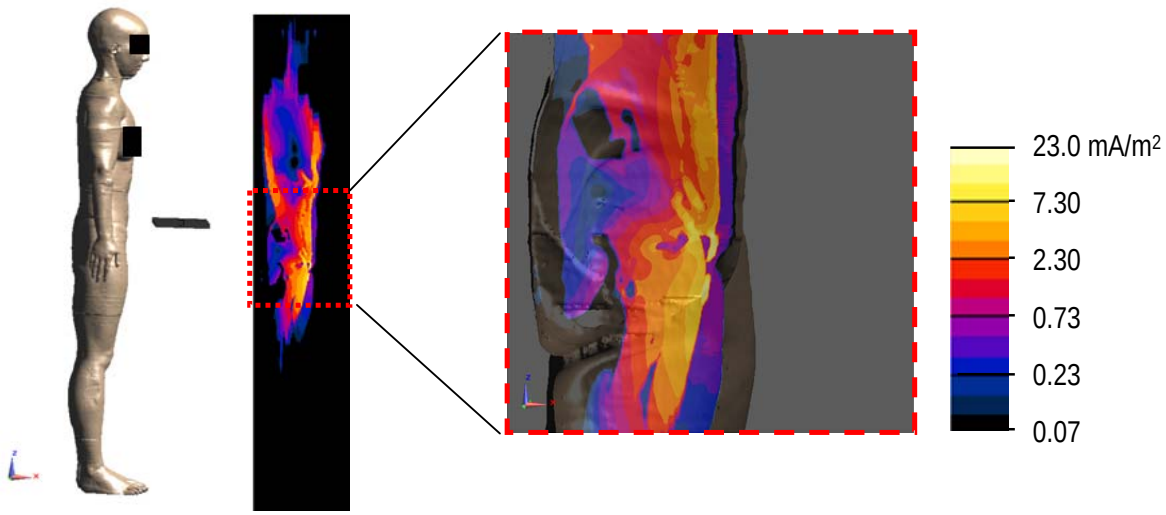


Abbildung 9.101: Verteilung der (ungemittelten) durch den Entmagnetisierungsimpuls (1,6 kHz) im Körper induzierten Stromdichte-Spitzenwerte bei 10 cm Distanz zum Deaktivator, gemäß Szenario „Bauch". Schnitt durch das Stromdichtemaximum

Abbildung 9.103 fasst die Berechnungsergebnisse quantitativ auf Basis der relevanten Beurteilungsgröße, der über 1cm^2 normal zur Stromflussrichtung gemittelten Stromdichte zusammen (Definition der Expositionsszenarien, siehe Abbildung 9.40 und Abbildung 9.41). Gemäß ICNIRP sollten die Spitzenwerte dieser Größe in Kopf und Rumpf bei beruflicher Exposition nicht über 22,4 mA/m^2 (1,6 kHz) bzw. 820 mA/m^2 (58 kHz) liegen, was in den untersuchten Szenarien der Fall ist. Für die Allgemeinbevölkerung liegen die gemäß ICNIRP 1998 zulässigen Spitzenwerte der genannten Größe bei 4,5 mA/m^2 (1,6 kHz) bzw. 164 mA/m^2 (58 kHz), wobei anzumerken ist, dass die untersuchten Expositionsszenarien im Normalfall nur für berufliche Exposition und nicht für Personen der Allgemeinbevölkerung repräsentativ sind.

Für maximal zulässige Stromdichten in Gliedmaßen sind in ICNIRP 1998 [7] keine Basiswerte festgelegt. Dies wird in [7] damit begründet, dass das Schutzziel die Vermeidung akuter Effekte auf das Zentralnervensystem ist, wobei die in [7] angegebenen Basisgrenzwerte bereits einen Sicherheitsfaktor von 10 beinhalten. Die maximalen, über 1 cm^2 quer zur Stromflussrichtung gemittelten Stromdichte-Spitzenwerte im Zentralnervensystem lagen im Szenario „Ella Bauch" bei 14 µA/m^2 (Standby) bzw. 60 µA/m^2 (Deaktivierung), in allen „Hand"-Szenarien deutlich darunter. In den Szenarien „Ella übergelehnt" (nur Standby-Modus), lagen die im Zentralnervensystem induzierten, über 1 cm^2 quer zur Stromflussrichtung gemittelten maximalen Stromdichte-Spitzenwerte unterhalb von 640 µA/m^2 (d = 0 cm) und 95 µA/m^2 (d = 25 cm).

Die Frage, ob in anderen Geweben (außer dem Zentralnervensystem) höhere Werte für induzierte Stromdichte zulässig sind wurde von ICNIRP in einer Stellungnahme [76] grundsätzlich bejaht, ohne jedoch konkrete Grenzwerte zu nennen.

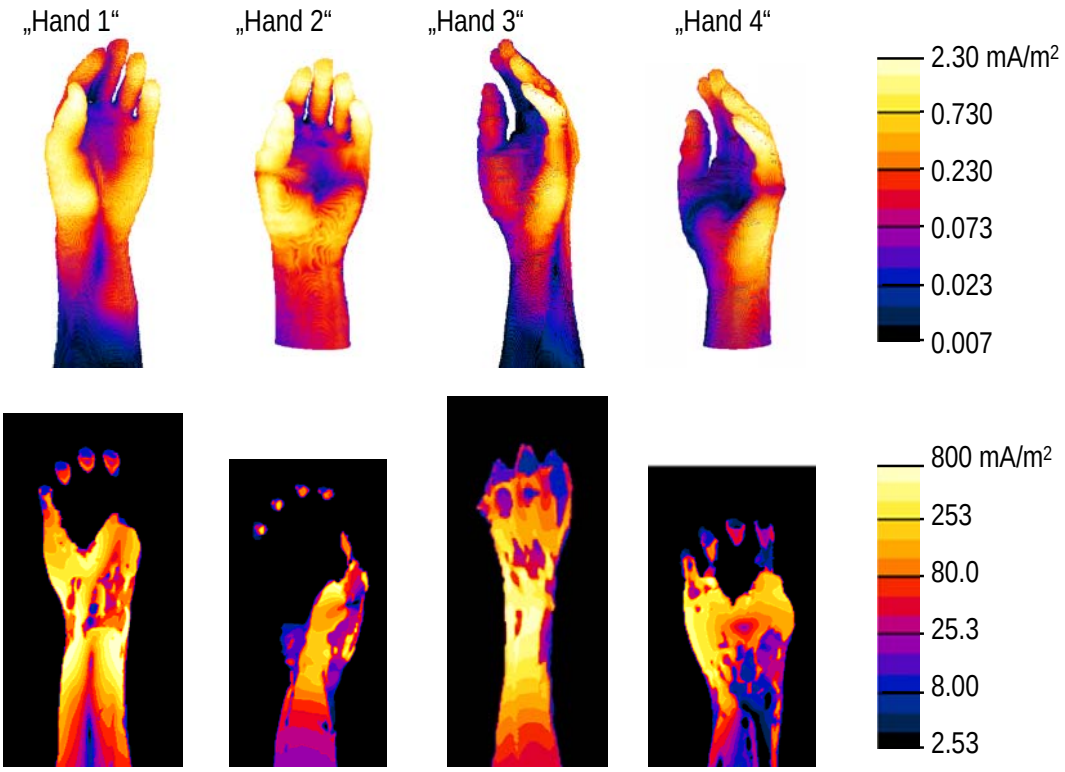


Abbildung 9.102: Verteilung der (ungemittelten) durch den Entmagnetisierungsimpuls (1,6 kHz) in der Hand induzierten Stromdichte-Spitzenwerte in Szenarien „Hand 1“ bis „Hand 4“. Oben: Stromverteilungen an der Handoberfläche (Haut); unten: Schnitte durch das jeweilige Stromdichtemaximum

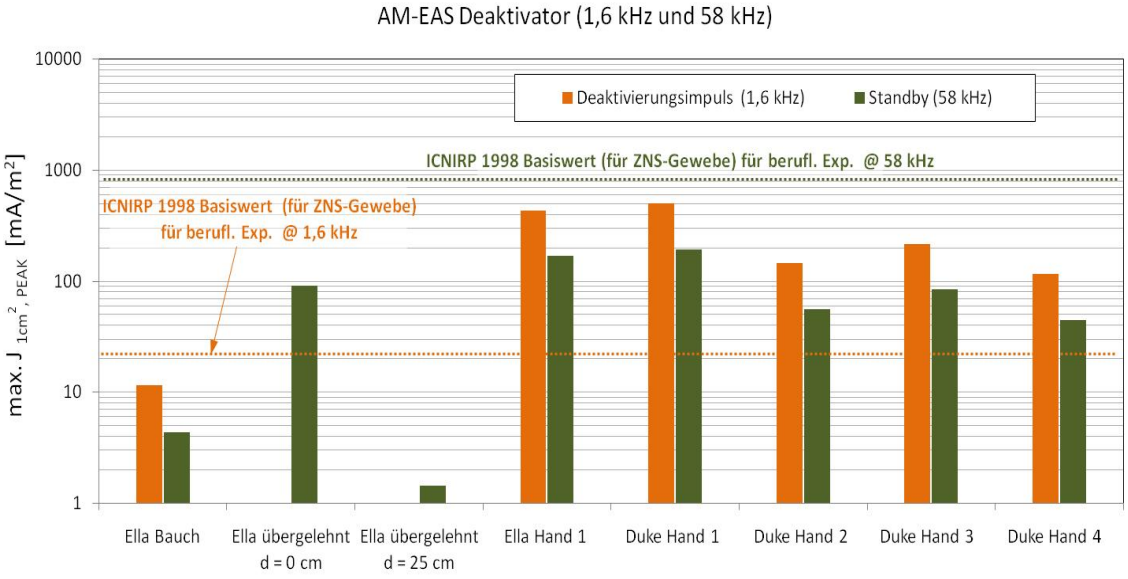


Abbildung 9.103: Maximale über 1 cm² normal zur Stromflussrichtung gemittelte induzierte Körperstromdichten (Spitzenwerte, alle Gewebe) in den numerisch untersuchten Szenarien

9.4.10.7 Unsicherheiten der Berechnungsergebnisse

Eine Analyse der numerischen Unsicherheiten zufolge limitierter räumlicher Auflösung und Variabilität der dielektrischen Gewebeeigenschaften wurde durch zusätzliche Simulationen mit besserer Auflösung des Rechengitters (bis 0,5 mm anstatt 1,0 mm) und Variation der dielektrischen Gewebeeigenschaften um ±20% durchgeführt und führte auf Unsicherheitswerte von ±8% (räumliche Auflösung) und ±17% (dielektrische Gewebeeigenschaften). Die zu erwartenden numerische Unsicherheiten des Rechenalgorithmus liegen deutlich unter 3% und können daher vernachlässigt werden. Die Validierung des numerischen Quellenmodells zeigt nahe der Geräteoberfläche punktuell zwar relativ große Abweichungen (vgl. Abbildung 9.100), im Hinblick auf das Integral der magnetischen Flussdichte über den Bereich der Deaktivatoroberfläche, wo sich die Hand des Benutzers typischer Weise befindet (relevant für Induktion) liegen diese Abweichungen für Entfernungen ≥ 35 mm jedoch unter ±20%. Berücksichtigt man schließlich eine Standard-Unsicherheit der Validierungsmessungen von ±13%, so ergibt sich für die Berechnungsergebnisse unter der Annahme statistischer Unabhängigkeit der genannten Unsicherheitsbeiträge, eine Standard-Gesamtunsicherheit von ca. ±30%.

9.4.10.8 Bewertung der Berechnungsergebnisse

Bei Zugrundelegung der Basiswerte im Sinne der ICNIRP 1998, d.h., bei Beschränkung der Stromdichte-Basiswerte ausschließlich auf Gewebe des Zentralnervensystems zeigt sich in den untersuchten Expositionsszenarien keine unzulässig hohe Exposition. Da die untersuchten Expositionsszenarien als repräsentativ für den typischen Gebrauch des untersuchten Gerätes angesehen werden können, kann daher davon ausgegangen werden, dass das untersuchte Gerät bei bestimmungsgemäßem Gebrauch konform zu den Schutzzielen der ICNIRP 1998 ist. Dies gilt auch unter Berücksichtigung der genannten Unsicherheiten der numerischen Berechnung.

In Anbetracht der relativ hohen Stromdichten in der Hand während des Deaktivierungsimpulses ist hier jedoch nochmals anzumerken, dass die ICNIRP 1998 Guidelines [7] die Bewertung anhand der induzierten Körperstromdichte auf Gewebe für das Zentralnervensystem einschränkt und für andere Gewebe und vor allem für die Gliedmaßen keine Basisgrenzwerte festlegt. In den kürzlich erschienenen neuen ICNIRP Guidelines für den Frequenzbereich 1 Hz – 100 kHz [59] wird dies nunmehr grundlegend geändert und es werden dort auch Basisgrenzwerte in Form der räumlich über 2 x 2 x 2 mm^3 gemittelte induzierte elektrische Feldstäre auch für andere als ZNS-Gewebe festgelegt. D.h., eine Beurteilung der betrachteten Expositionssituationen für diese Geräte nach den neuen ICNIRP-Guidelines könnte zu grundlegend anderen Ergebnissen führen.

9.4.11 Deaktivator für RF-EAS Etiketten

Beim untersuchten Gerät handelt es sich um einen Deaktivator für Transponder von Radiofrequenz (RF) Artikelsicherungssysteme der Fa. Nedap, der für den Einbau in Kassentheken vorgesehen ist. Die Antenne (Typ BPL-D380x280S) besteht im Wesentlichen aus einer als gedruckte Schaltung realisierten Leiterschleife (Abbildung 9.104). Die Ansteuerung der Antenne erfolgte mit dem Nedap „Smart Deactivator“ Modul.

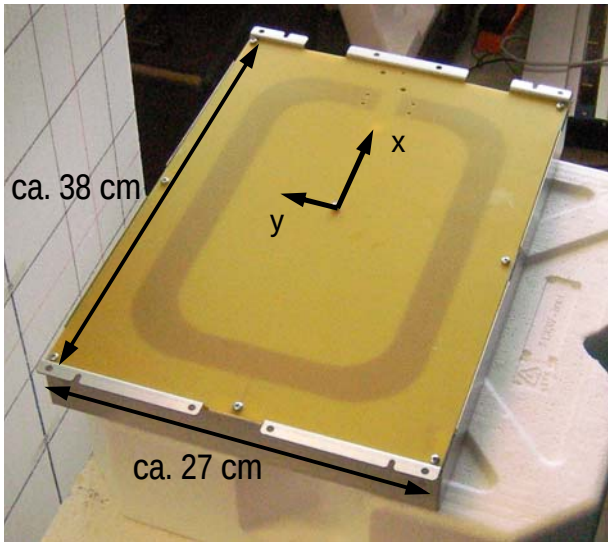


Abbildung 9.104: Antenne des untersuchten Deaktivators für Radiofrequenz EAS-Transponder

9.4.11.1 Messtechnische Charakterisierung der emittierten Signale

Zur Detektion der Transponder sendet der eingeschaltete Deaktivator kontinuierlich einen Puls mit kurzen Trägerfrequenzpaketen (8,2 MHz) aus (Impulsdauer ca. 4 µs, Pulsperiode ca. 1 ms, siehe Abbildung 9.105). Wird ein Transponder in die Nähe des Deaktivators gebracht, wird er vom Deaktivator erkannt und es wird die Impulsamplitude um ca. einen Faktor 11,2 erhöht. Impulsdauer und Pulsperiode bleiben näherungsweise gleich.

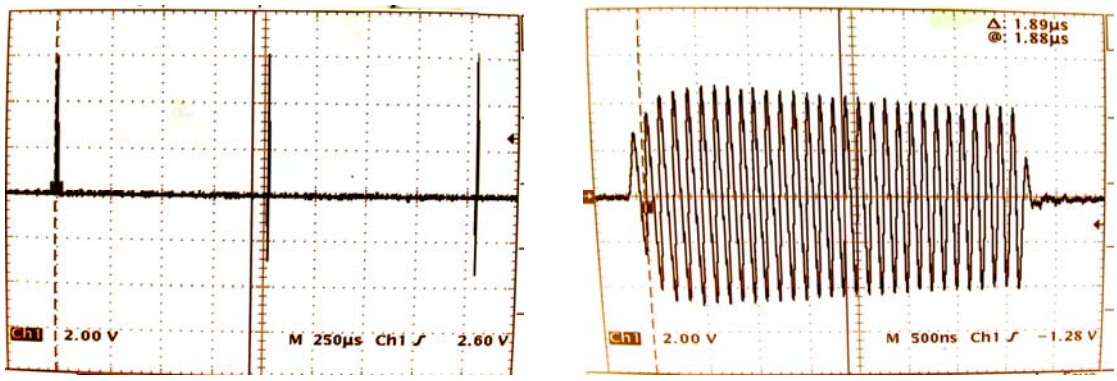


Abbildung 9.105: Zeitverlauf (Amplituden nur qualitativ) der magnetischen Feldstärke nahe der Oberfläche des Deaktivators.

9.4.11.2 Ergebnisse der Immissionsmessungen

Für die Immissionsmessungen zum Vergleich mit den Referenzwerten wurde ein Messpunktgitter entsprechend Abbildung 5.3 verwendet.

Abbildung 9.106 zeigt die Feldverteilung der magnetischen Feldstärke in einer Vertikalebene in 10 cm Distanz zur Längskante des Gerätegehäuses, wobei der Deaktivator in 85 cm Höhe aufgestellt wurde und während der Messungen ein Transponder auf dem Deaktivator aufgelegt wurde. D.h., der Deaktivator erzeugte während der Messungen die maximal möglichen Emissionen. Die Abbildung 9.106 ist mit vier unterschiedlichen Skalen dargestellt, entsprechend dem Burst-Spitzenwert $H_{PEAK\text{-}Burst}$ und dem Effektivwert H_{RMS} während der

Deaktivierung, sowie dem Burst-Spitzenwert $H_{PEAK\text{-}Burst,Standby}$ und dem Effektivwert $H_{RMS,Standby}$ ohne Transponder in der Nähe.

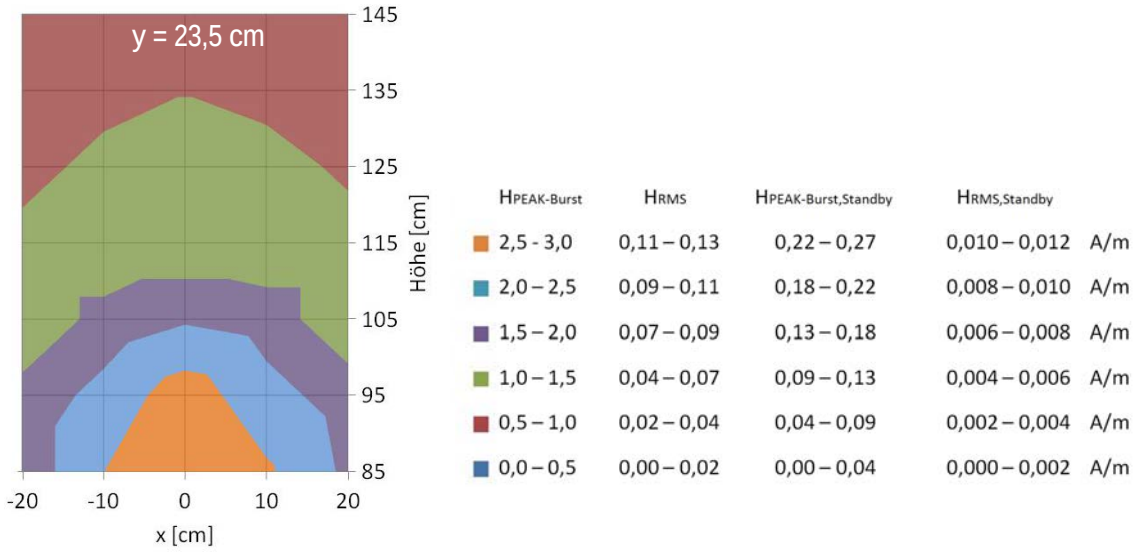


Abbildung 9.106: Verteilung der magnetischen Feldstärke in einer Vertikalebene in 10 cm Distanz zur Längskante des in 85 cm Höhe in normaler Gebrauchslage aufgestellten Deaktivators mit und ohne aufgelegtem Transponder

Abbildung 9.107 veranschaulicht den Verlauf der magnetischen Feldstärke (Spitzenwerte) $H_{PEAK\text{-}Burst}$ bei Entfernung vom Deaktivator (mit Transponder) in unterschiedlichen Höhen h.

Dicht an der Oberfläche des Deaktivators (ca. 10 mm Distanz) liegen die Werte der magnetischen Feldstärke während der Deaktivierung eines Transponders, gemessen mit einer isotropen Sonde mit ca. 11,5 mm^2 Aufnehmerquerschnitt (H3DV8, SPEAG, Zürich, Schweiz), lokal bei bis zu ca. 198 A/m (Burst-Spitzenwerte). Mit oben angeführtem Tastverhältnis entspricht dies einem Effektivwert von 8,9 A/m (Referenzwert für die Allgemeinbevölkerung 0,09 A/m). Bei linearer räumlicher Mittelung der Spitzenwerte (relevant für die Beurteilung im Hinblick auf Reizwirkung) über das gemäß EN 62369-1 für am Tisch montierte Antennen zu verwendende Raster, ergibt sich eine mittlere magnetische Feldstärke $H_{PEAK,mittel}$ von weniger als 0,3 A/m. Dies liegt deutlich unterhalb des Referenzwertes für die magnetische Feldstärke gemäß den ICNIRP Richtlinien 1998 [7], sowohl für berufliche Exposition ($H_{ref,PEAK,8.2MHz}$ = 5,48 A/m), als auch für die Allgemeinbevölkerung ($H_{ref,PEAK,8.2MHz}$= 2,50 A/m). Der räumlich quadratisch gemittelte Effektivwert $H_{RMS,mittel}$ (relevant für die Beurteilung im Hinblick auf Wärmewirkung) liegt bei weniger als 0,5 mA/m und damit noch deutlicher unterhalb der entsprechenden Referenzwerte für berufliche Exposition ($H_{ref,RMS,8.2MHz}$ = 0,20A/m) und Allgemeinbevölkerung ($H_{ref,RMS,8.2MHz}$=0,09 A/m).

Die Spitzenwerte der elektrischen Feldstärke E_{PEAK} lagen selbst in 10 cm Entfernung zur Antenne unterhalb von 40 V/m und sind daher aus strahlenschutztechnischer Sicht im Vergleich zu den magnetischen Immissionen vernachlässigbar.

9.4.11.3 Messunsicherheit

Die erweiterte Kalibrierunsicherheit (k=2) der verwendeten Messgeräte liegt bei ±15% (EMR300 mit Sonde Typ 12) bzw. ±20% (EMR300 mit Sonde Typ 18, vgl. Tabelle 5.1). Aufgrund der starken Feldgradienten nahe zum untersuchten Gerät, ergibt sich durch die Positionierunsicherheit der Feldsonden (manuelle Positionierung: ±1 cm), vor allem in Messpunkten nahe zur Quelle ein weiterer Unsicherheitsbeitrag, der experimentell zu ca. max. ±10% (Standardunsicherheit) abgeschätzt wurde. Daraus ergibt sich eine gesamte erweitere Messunsicherheit von maximal ca. ±28% (k=2).

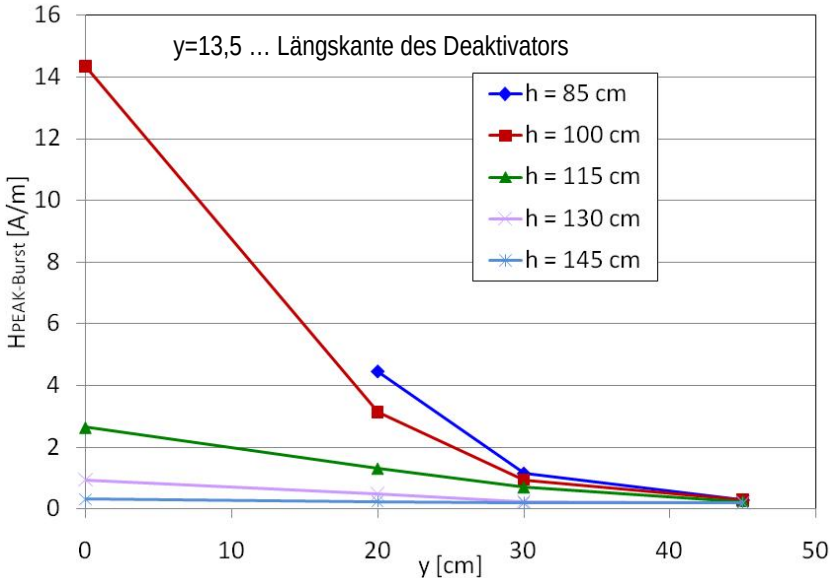


Abbildung 9.107: Verlauf der magnetischen Feldstärke (Burst-Spitzenwerte während der Deaktivierung) entlang horizontaler Achsen in unterschiedlichen Höhen bei x=0 cm (mittig zum Deaktivator). y = 0 entspricht mittig über dem Deaktivator.

9.4.11.4 Bewertung der Messergebnisse

In Raumbereichen in denen sich im Normalbetrieb des Gerätes der Rumpf von Bedienpersonal (Kassenpersonal) befinden kann (≥ 10 cm Distanz zur Antenne) liegen die vom untersuchten Deaktivator verursachten Spitzenwerte bzw. Effektivwerte der magnetischen Feldstärken unterhalb von 3 A/m bzw. 0,14 A/m und damit unterhalb der Referenzwerte für berufliche Exposition gemäß ICNIRP 1998 ($H_{PEAK,Ref.,ICNIRP,8.2MHz}$ =5,48 A/m, $H_{PEAK,Ref.,Reiz,8.2MHz}$=34,5 A/m, $H_{RMS,Ref.,therm,8.2MHz}$=0,2 A/m, $H_{RMS,Ref.,Reiz,8.2MHz}$=24,4 A/m). Im Hinblick auf die Situation für die Allgemeinbevölkerung ergeben sich teilweise Überschreitungen der Referenzwerte bis zu Distanzen von ca. 15 cm von den Gerätekanten, nicht jedoch in größeren Entfernungen ($H_{PEAK,Ref.,ICNIRP,8.2MHz}$=2,5 A/m, $H_{PEAK,Ref.,Reiz,8.2MHz}$=7,07 A/m, $H_{RMS,Ref.,therm,8.2MHz}$=0,089 A/m, $H_{RMS,Ref.,Reiz,8.2MHz}$=5,0 A/m). Da sich unter üblichen Bedingungen Personen der Allgemeinbevölkerung mit dem Rumpf nicht näher als 15 cm an das Gerät annähern können, besteht daher im Hinblick auf die Allgemeinbevölkerung keine Notwendigkeit einer näheren Analyse. In geringeren Abständen, vor allem nahe der Deaktivatoroberfläche treten funktionsbedingt jedoch relativ hohe Werte der magnetischen Feldstärke auf, die oberhalb der genannten Referenzwerte liegen und daher lokal zu relativ hohen Expositionen der Hände des Kassenpersonals führen können. Eine detaillierte Analyse der induzierten Stromdichten und SAR-Werte in den Händen ist in den folgenden Abschnitten dokumentiert.

9.4.11.5 Validierung des numerischen Quellenmodells

Auf Basis von detaillierten Messungen der Feldverteilung in unterschiedlichen Entfernungen zur Oberfläche der Antenne wurde ein numerisches Quellenmodell für die Deaktivatorantenne (Typ BPL-D380x280S, Fa. Nedap) erstellt. Abbildung 9.108 zeigt einen Vergleich der Feldverteilung (Burst-Effektivwerte) zwischen Messung und numerischem Quellenmodell in einer Ebene 35 mm über dem Deaktivator.

Grundsätzlich ergeben sich nahe der Antenne größere Abweichungen als in größerer Entfernung, wie aus Abbildung 9.109 ersichtlich wird. Mit zunehmender Entfernung zur Antenne werden die Abweichungen zwischen Quellenmodelle und realer Antenne jedoch

rasch geringer, so dass ab ca. 35 mm Distanz die mittleren Abweichungen unterhalb von ca. 20%, und ab einer Distanz von 6,5 cm unterhalb von 10% bleiben.

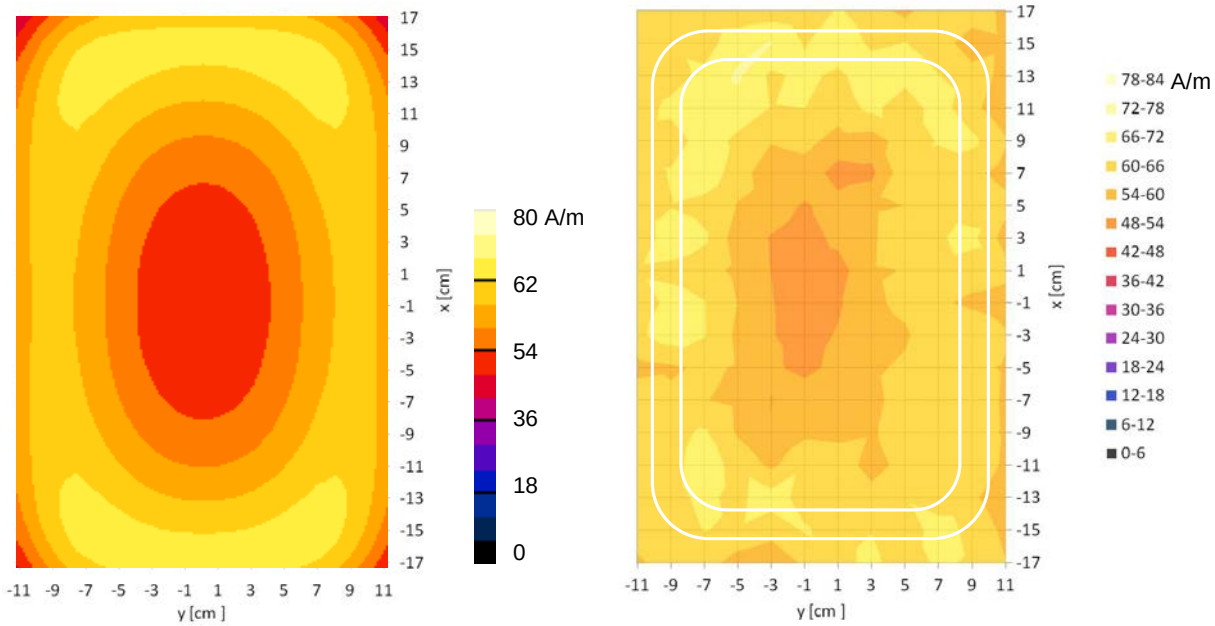


Abbildung 9.108: Vergleich der Feldverteilung der magnetischen Feldstärke (Burst-Effektivwerte mit Transponder) in einer Ebene 35 mm über dem Deaktivator. Links: numerisches Quellenmodell; rechts: Messung am realen Gerät

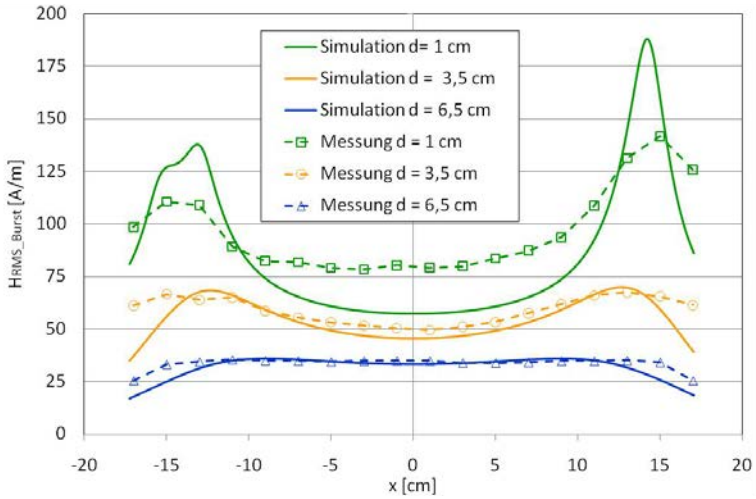


Abbildung 9.109: Vergleich der Feldverläufe (Burst-Effektivwerte mit Transponder) entlang der Mittelachse des Deaktivators in unterschiedlichen Diatanzen zur Deaktivatoroberfläche

9.4.11.6 Berechnungsergebnisse

Abbildung 9.110 zeigt grafisch die Verteilung der ungemittelten induzierten Körperstromdichte (Spitzenwerte) während der Deaktivierung für das Bauch-Szenario in einer Ebene durch das Stromdichtemaximum. Der Maximalwert der Stromdichte tritt dabei im Darm auf.

Abbildung 9.111 gibt einen grafischen Einblick in die Stromdichteverteilungen in den Händen in den untersuchten Szenarien Aufgrund der geringen Leitfähigkeit der Haut, treten die Stromdichtemaxima typischerweise im Muskelgewebe auf.

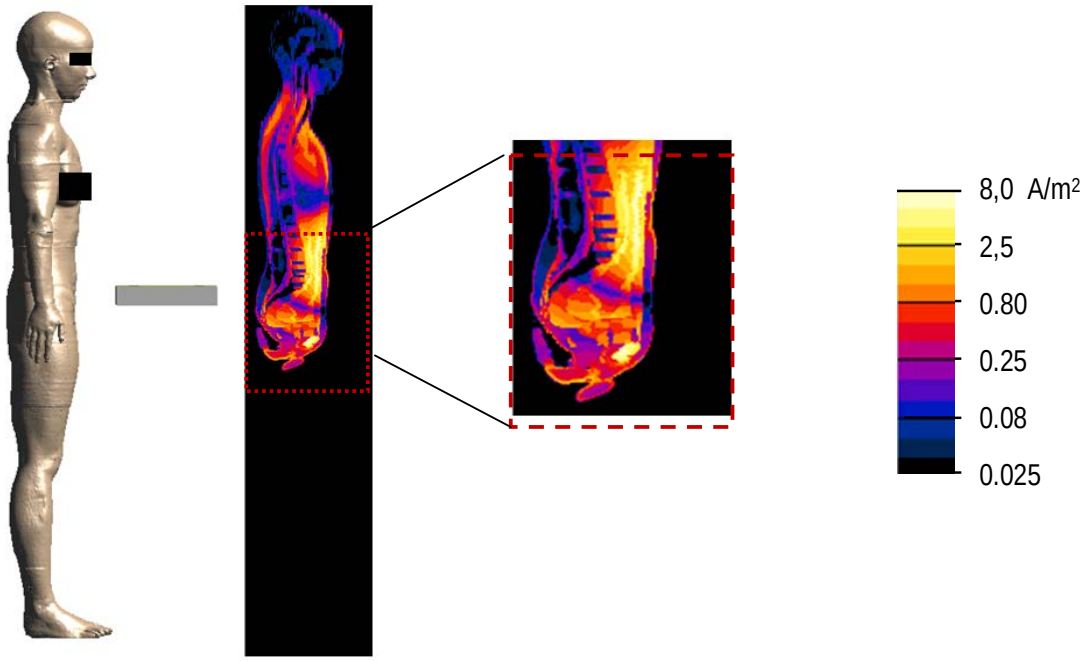


Abbildung 9.110: Verteilung der (ungemittelten) während der Deaktivierung im Körper induzierten Stromdichte-Spitzenwerte bei 10 cm Distanz zum Deaktivator, gemäß Szenario „Bauch“. Schnitt durch das Stromdichtemaximum

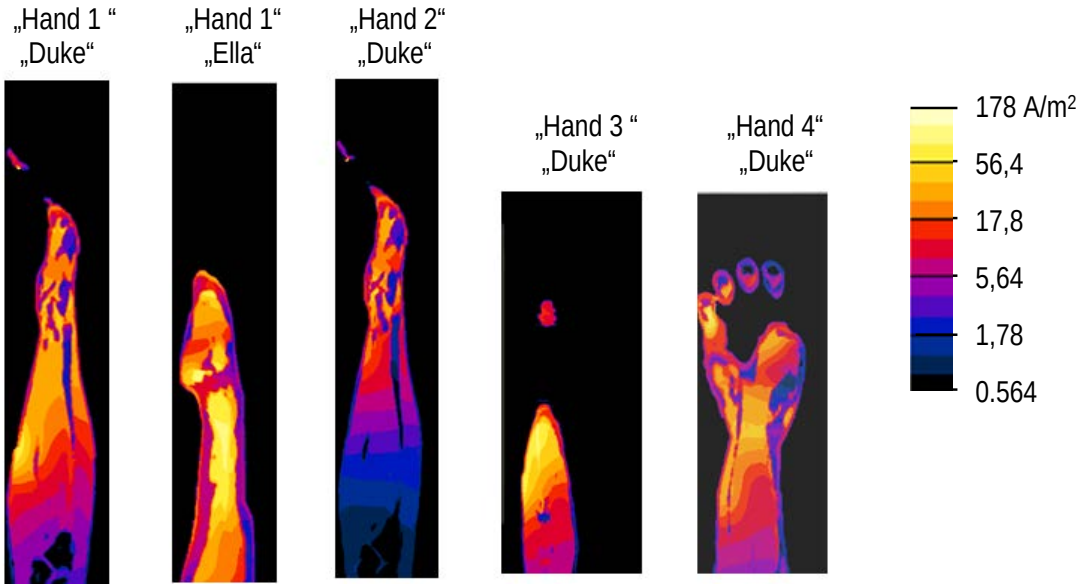


Abbildung 9.111: Verteilung der (ungemittelten) während der Deaktivierung in der Hand induzierten Stromdichte-Spitzenwerte in Szenarien „Hand 1“ bis „Hand 4“. Schnitte durch das jeweilige Stromdichtemaximum

Abbildung 9.112 fasst die Berechnungsergebnisse auf Basis der über 1cm^2 normal zur Stromflussrichtung gemittelten Stromdichte (max.J_{1cm^2}) und Abbildung 9.113 auf Basis der maximalen über 6 Minuten und 10g Gewebe gemittelten SAR (max.SAR_{10g}), unter der Annahme dauernder Exposition[2] zusammen. Gemäß ICNIRP sollte bei beruflicher Exposition

[2] Die Annahme einer kontinuierlichen Exposition ist für das „Bauch“-Szenario durchaus realistisch, jedoch nicht für die „Hand“-Szenarien. In diesem Sinne stellen die angegebenen SAR-Werte ungünstige Fälle für die Exposition der Hände dar.

der Effektivwert von max.J_{1cm^2} in Kopf und Rumpf nicht über 82 A/m^2 und max.SAR_{10g} nicht über 10 W/kg (Kopf und Rumpf) bzw. 20 W/kg (Gliedmaßen) liegen. Für die Allgemeinbevölkerung gelten 16,4 A/m^2 für max.J_{1cm^2}, bzw. 2 W/kg (Kopf und Rumpf) und 4 W/kg (Gliedmaßen) für die max.SAR10g als Basiswerte gemäß ICNIRP 1998. Die genannten Stromdichte-Basiswerte sind gemäß ICNIRP nur auf Gewebe des Zentralnervensystems anzuwenden, für zulässige Stromdichten in anderen Geweben legt ICNIRP 1998 [7] keine Basiswerte fest. Weiters ist anzumerken, dass im Frequenzbereich über 100 kHz im genannten Dokument nur Effektivwerte der Stromdichte als Basiswerte definiert sind, nicht jedoch Spitzenwerte. Im Hinblick auf Reizwirkungen im Frequenzbereich zwischen 100 kHz und 10 MHz ist es jedoch sinnvoll die Referenz-Spitzenwerte als die mit 1,414 multiplizierten Referenz-Effektivwerte anzunehmen.

Die maximalen, über 1 cm^2 quer zur Stromflussrichtung gemittelten Stromdichte-Spitzenwerte im Zentralnervensystem lagen im Szenario „Ella Bauch“ bei 8,9 mA/m^2 (Standby) bzw. 91 mA/m^2 (Deaktivierung), in allen „Hand“-Szenarien deutlich darunter. In den Szenarien „Ella übergelehnt“ (siehe Abbildung 9.41, nur Standby-Modus), lagen die im Zentralnervensystem induzierten, über 1 cm^2 quer zur Stromflussrichtung gemittelten maximalen Stromdichte-Spitzenwerte unterhalb von 290 mA/m^2 (d = 0 cm) und 50 mA/m^2 (d = 25 cm).

Die genannten Limits nach ICNIRP 1998 werden in allen untersuchten Szenarien eingehalten.

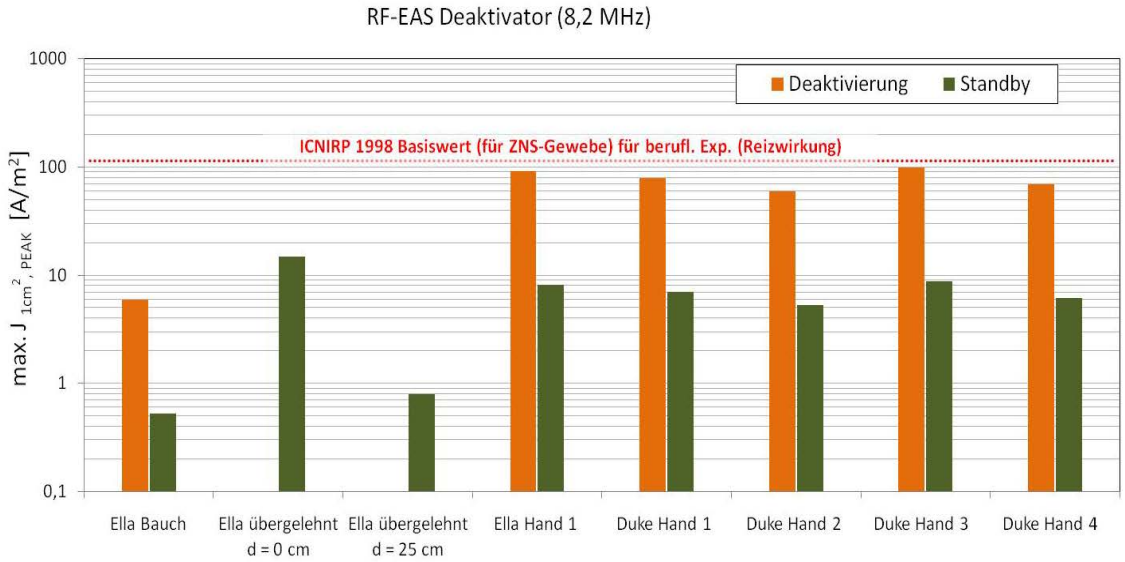


Abbildung 9.112: Maximale über 1 cm² normal zur Stromflussrichtung gemittelte induzierte Körperstromdichten (Spitzenwerte, alle Gewebe) in den numerisch untersuchten Szenarien

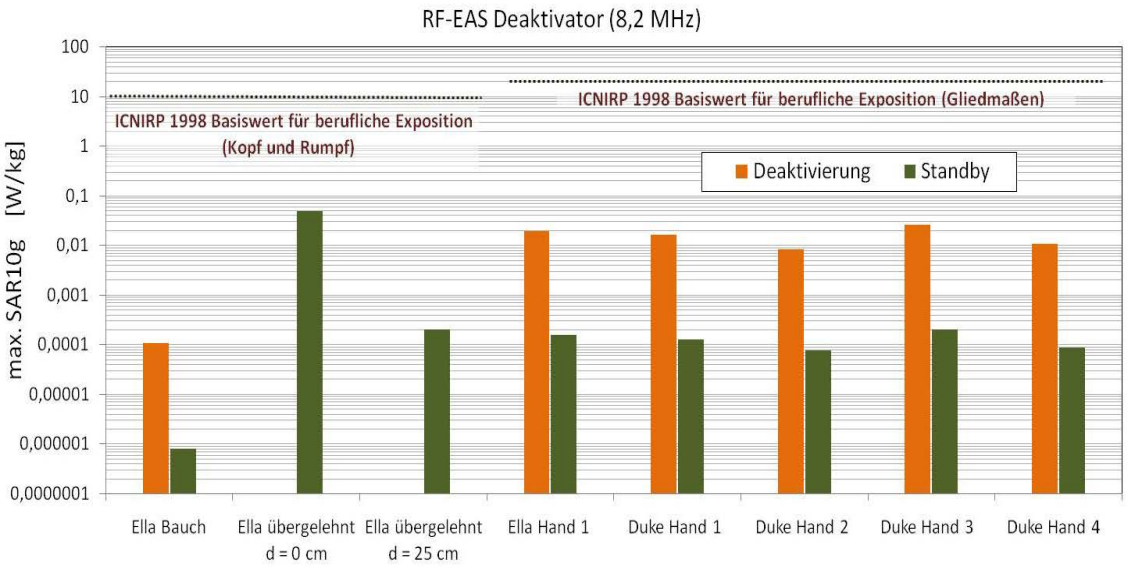


Abbildung 9.113: Maximale über 10g Gewebe gemittelte SAR in den numerisch untersuchten Szenarien

9.4.11.7 Unsicherheiten der Berechnungsergebnisse

Eine Analyse der numerischen Unsicherheiten zufolge limitierter räumlicher Auflösung und Variabilität der dielektrischen Gewebeeigenschaften wurde durch zusätzliche Simulationen mit besserer Auflösung des Rechengitters (bis 0,5 mm anstatt 1,0 mm) und Variation der dielektrischen Gewebeeigenschaften um ±20% durchgeführt und führte bezüglich der max.SAR_{10g} auf Unsicherheitswerte von maximal 3% (räumliche Auflösung) und 18% (dielektrische Gewebeeigenschaften). Die zu erwartenden numerische Unsicherheiten des Rechenalgorithmus liegen deutlich unter 3% und können daher vernachlässigt werden. Die Validierung des numerischen Quellenmodells zeigt nahe der Geräteoberfläche punktuell zwar relativ große Abweichungen (vgl. Abbildung 9.109), im Hinblick auf das quadrierte Integral der magnetischen Flussdichte über den Bereich der Deaktivatoroberfläche, wo sich die Hand des Benutzers typischer Weise befindet (relevant für SAR) liegen diese Abweichungen jedoch unter ±20%. Berücksichtigt man schließlich eine Standard-Unsicherheit der Validierungsmessungen von ±14% bezüglich der magnetischen Flussdichte (d.h., ±28% für die SAR), so ergibt sich für die Berechnungsergebnisse unter der Annahme statistischer Unabhängigkeit der genannten Unsicherheitsbeiträge, eine Standard-Gesamtunsicherheit von ca. ±39% bezüglich der max.SAR_{10g}. Die resultierende Gesamt-Unsicherheit im Hinblick auf die max.J_{1cm^2} ist etwas geringer und ergibt sich zu ca. ±30%.

9.4.11.8 Bewertung der Berechnungsergebnisse

Bei Zugrundelegung der Basiswerte im Sinne der ICNIRP 1998 zeigt sich in den untersuchten Expositionsszenarien keine unzulässig hohe Exposition. Dies gilt auch unter Berücksichtigung der in Kapitel genannten Unsicherheiten der numerischen Berechnung.

9.5 Zusammenfassende Bewertung der Exposition durch EAS-Systeme

Die mit bzw. an EAS-Systemen gewonnenen Mess- und Berechnungsergebnisse zeigen aus strahlenschutztechnischer Sicht, d.h., bei Vergleich der Immissionswerte bzw. der relevanten dosimetrischen Größen mit den jeweiligen Referenz- bzw. Basiswerten gemäß ICNIRP 1998, zunächst deutliche technologiespezifische Unterschiede.

Bei RF-EAS Systemen (Frequenzbereich typ. 8,2 MHz) zeigen sich im Hinblick auf die Beurteilung der thermischen Wirkung selbst bei ungünstigen Expositionssituationen nur vergleichsweise geringe SAR-Werte (sowohl lokal als auch Ganzkörpermittelwerte). Dies gilt speziell für RF-EAS Systeme die nach dem Pulse-Listen Prinzip, mit üblicherweise großem Verhältnis von Spitzenwert zu Effektivwert arbeiten. Aber auch bei allen anderen betrachteten RF-EAS-Systemen, d.h., auch jene mit kontinuierlicher Aussendung sind nur SAR-Werte unterhalb der Basiswerte für die Allgemeinbevölkerung zu erwarten, selbst wenn die lokal messbaren Feldgrößen nahe den Antennen oberhalb der jeweils anzuwendenden Referenzwerte liegen.

Im Hinblick auf die Reizwirkung zeigten sich bei allen betrachteten AM-EAS Systemen lokal deutliche Überschreitungen der anzuwendenden Spitzen-Referenzwerte für die magnetische Flussdichte für die Allgemeinbevölkerung, selbst noch in Abständen von 50 cm zu den Antennen. Auch der gemäß EN 62369-1 als Bewertungsgrundlage heranzuziehende räumliche Mittelwert der magnetischen Flussdichte im Höhenbereich zwischen 85 cm und 145 cm, in Abständen zwischen 20 cm und 50 cm zu den Antennen lag bei allen betrachteten AM-EAS Systemen noch deutlich oberhalb des Referenzwertes für die Allgemeinbevölkerung. Umso interessanter ist daher die Tatsache, dass die genaue Analyse der induzierten Stromdichten auf Basis numerischer Berechnungen unter Verwendung anatomischer Körpermodelle zeigte, dass die Basiswerte für die über 1 cm2 Gewebe gemittelte induzierte Stromdichte im Zentralnervensystem nur bei starker Annäherung an die Antennen (typ. deutlich weniger als 10 cm) überschritten werden. Derartige Situationen sind in der Praxis beim Passieren der Anlage zwar unüblich, können jedoch grundsätzlich nicht ausgeschlossen werden.

Im Gegensatz dazu wurden lokale Überschreitungen der Referenzwerte für die Allgemeinbevölkerung bei RF-EAS-Systemen, wenn überhaupt, nur in unmittelbarer Nähe (< 20 cm von den Antennen festgestellt). Bei räumlicher Mittelung der Immissionswerte über das in EN 62369-1 definierte Messgitter lagen die Beurteilungswerte bei allen betrachteten RF-EAS-Systemen unterhalb der Referenzwerte für die Allgemeinbevölkerung. Ebenso zeigte die detaillierte numerische Analyse der durch die betrachteten RF-EAS Systeme im Gewebe induzierten Stromdichten, dass in der Praxis mit keiner Überschreitung der entsprechenden Basiswerte für die Allgemeinbevölkerung zu rechnen ist.

Im Hinblick auf Deaktivatoren von AM-EAS und RF-EAS Etiketten kann davon ausgegangen werden, dass es im üblichen Betrieb zu keiner Überschreitung der in ICNIRP 1998 definierten Basiswerte für berufliche Exposition in Form der maximalen über 1 cm^2 quer zur Stromflussrichtung gemittelten Körperstromdichte im Zentralnervengewebe kommt, owohl die lokalen Magnetfeld-Spitzenwerte nahe der Geräteoberfläche während der Deaktivierung um Größenordnungen oberhalb der referenzwerte liegen. Dies ist, darauf zurückzuführen, dass im normalen Gebrauch, Kopf und Rückenmark ausreichend weit vom Deaktivator entfernt sind.

Ausdrücklich angemerkt wird an dieser Stelle, dass die oben zusammengefasste Beurteilung **ausschließlich** auf dem Beurteilungskonzept nach **ICNIRP 1998**, d.h., mit der im Zentralnervensystem induzierten Stromdichte als Beurteilungsgrundlage.
Es ist davon auszugehen, dass die Anwendung des neuen, von ICNIRP 2010 in [59] veröffentlichten Beurteilungskonzepts auf Basis der im Gewebe induzierten elektrischen Feldstärke mit Basiswerte auch für Gewebe, die nicht zum Zentralnervensystem gehören, vor allem bei AM-EAS Geräten und Deaktivatoren zu teilweise anderen Bewertungen und Schlussfolgerungen führen kann.

D. EXPOSITION DURCH RFID-LESEGERÄTE

10 EXPOSITION DURCH MEHRBIT-RFID LESEGERÄTE

Die Klasse der Mehrbit-RFID Lesegeräte umfasst viele unterschiedliche Geräteausführungen mit Arbeitsfrequenzen in allen für RFID vorgesehenen Frequenzbändern. Entsprechend vielfältig sind daher die mit solchen Geräten denkbaren Expositionssituationen. Um einen im Rahmen des Projektumfangs möglichst vollständigen Überblick über die Größenordnungen der möglichen Expositionen zu erhalten, wurden Immissionsmessungen im Nahbereich ausgewählter Geräte von insgesamt elf weit verbreiteten Gerätekategorien aller relevanten Frequenzbereiche (120 kHz, 13,56 MHz, 868 MHz, 2,45 GHz) durchgeführt. Für Geräte, die auf Basis der Ergebnisse der Immissionsmessungen im Hinblick auf die Referenzwerte gemäß ICNIRP 1998 als strahlenschutztechnisch besonders interessant erschienen, erfolgten zusätzlich numerische Berechnungen (Computersimulationen) zur Abschätzung der intrakorporalen dosimetrischen Größen und deren Vergleich mit den Basiswerten gemäß ICNIRP 1998.

10.1 Messtechnische Untersuchungen

Die Messungen der räumlichen Verteilung der elektrischen und magnetischen Feldstärke im Nahbereich aller betrachteten Geräte erfolgten gemäß den in Kapiteln 5.1 bis 5.3 beschriebenen Messmethoden.

10.2 Expositionsszenarien für die numerischen Berechnungen

Je nach Ausführungsform der RFID-Geräte sind in der Praxis sehr unterschiedliche Expositionssituationen möglich, welche die gesamte Bandbreite von stark lokaler Exposition bis hin zu annähernd gleichmäßiger Befeldung des ganzen Körpers umfassen können. Um den in der Praxis am meisten relevanten Situationen Rechnung zu tragen und gleichzeitig auch (in der Realität nicht auszuschließende) Extremsituationen mit besonders hoher Exposition abzudecken wurden je nach Gerätekategorie unterschiedliche Expositionssituationen definiert.

10.2.1 Allgemeine Expositionsszenarien

Unter allgemeinen Expositionssituationen werden Berechnungen mit den anatomischen Körpermodellen („Duke“, „Ella“, „Luis“, „Roberta“, siehe Kapitel 5.7) verstanden, wobei die Körpermodelle keine metallischen Implantate beinhalten. Je nach Kategorie des jeweils betrachteten RFID-Gerätes wurden unterschiedliche Expositionssituationen untersucht, die in den jeweiligen Kapiteln im Detail beschrieben sind.

10.2.2 Exposition von Personen mit metallischen Implantaten

Wie auch schon bei den Untersuchungen mit EAS Geräten in Kapitel 9.4.3 beschrieben, wurde auch der Einfluss von metallischen Implantaten auf die Verteilung der intrakorporalen dosimetrischen Größen untersucht. Die Ergebnisse der numerischen Berechnungen mit EAS-Geräten (Kapitel 9.4) zeigten deutlich, dass im Zusammenhang mit dieser Fragestellung vor allem Expositionsszenarien mit magnetisch gekoppelten Systemen unterhalb von 10 MHz relevant erscheinen, in denen es zu Stromdichtekonzentrationen an den Elektrodenspitzen von aktiven Implantaten kommt. Mit den dort durchgeführten Berechnungen wurden die Frequenzbereiche 58 kHz und 8,2 MHz für typische Antennenanordnungen bereits abgedeckt, sodass für den dazwischen liegenden, von

120 kHz Mehrbit-RFID Systemen benutzten Frequenzbereich ähnliche Ergebnisse erwartet werden können. Solche 120 kHz RFID-Systeme wurden daher nicht mehr explizit im Rahmen numerischer Berechnungen mit Implantaten behandelt. Im Hinblick auf die Beeinflussung der lokalen SAR durch Implantate sind, wie auch in der Literatur [75] dokumentiert, naturgemäß nur solche Szenarien interessant, bei denen die lokalen SAR-Werte schon ohne das Vorhandensein von Implantaten zumindest in der Größenordnung des Basiswertes liegt, da die von Implantaten verursachten Erhöhungen der SAR begrenzt sind. Aus diesem Grund erwiesen sich Expositionssituationen mit 13,56 MHz RFID Systemen als uninteressant und es wurden Szenarien ausschließlich mit einem Modell eines UHF-Lesegerätes untersucht, wobei die folgenden Implantate betrachtet wurden:

- Deep Brain Stimulator
- Rückenmarkstimulator
- Herzschrittmacher
- Fixierung der Lendenwirbelsäule
- Hüftgelenksprothese

Für die Berechnungen wurden die in Kapitel 9.4.3.1 bis 9.4.3.5 beschriebenen Implantatmodelle verwendet. Die untersuchten Expositionssituationen sind in Kapitel 9.4.3 beschrieben.

10.3 LF-Zutrittskontrollsysteme (Proximity Coupling, 120 kHz)

Proximity Coupling Leser von Zutrittskontrollsystemen finden sich üblicherweise im Eingangsbereich an der Wand oder an eigens dafür vorgesehenen Säulen montiert. Erkennbar ist zumeist nur die Antennenabdeckung, in deren Nähe die Zutrittskarten bzw. Tickets gehalten werden müssen, um den Eingang passieren zu können. LF-Systeme (im Frequenzbereich 120-125 kHz) sind dabei zwar heute weit weniger verbreitet als RF-Systeme (13,56 MHz), dennoch gibt es diese Technik noch in bedeutenden Ausmaß.

Die Lesegeräte sind zumeist sehr kompakt aufgebaut und beinhalten die zumeist aus Kupferdraht gewickelte einfache Antennenspule. Die Abmessungen (Länge, Breite, bzw. Durchmesser) der Antennenspule solcher Lesegeräte liegen üblicherweise im Bereich zwischen 30 und 100 mm.

Anders als im Fall von 13,56 MHz Transponderkarten nach ISO IEC 14443 [77] gibt es für 120 kHz Transponder keinen standardisierten Bereich der Ansprechfeldstärke. Aus Magnetfeldmessungen an drei unterschiedlichen Proximity Lesern und Bestimmung des Ansprechabstandes von 10 zufällig ausgewählten unterschiedlichen Transpondertypen konnte der Bereich der Ansprechfeldstärke der untersuchten Transponder zwischen ca. 0,5 A/m bis ca. 15 A/m (jeweils gemittelt über den Transponderquerschnitt) bei Ansprechdistanzen bis zu 9 cm bestimmt werden.

Nimmt man diese Daten als repräsentativ für 120 kHz Proximity Lesegeräte an, kann man bereits auf Basis analytischer Überlegungen die Größenordnungen der an der Oberfläche solcher Lesegeräte auftretenden magnetischen Feldstärken abschätzen. Im Nahfeld kurzer (flacher) kreisförmiger Zylinderspulen kann der magnetische Feldstärkeverlauf entlang der Normalachse durch den Spulenmittelpunkt auf Basis der folgenden Beziehung (siehe z.B. [78]) berechnet werden, wobei I die Stromstärke in der Spule, N die Anzahl der Windungen, r der Spulenradius und x die Distanz zur Spulenmittelpunkt ist.

$$H = \frac{I \cdot N \cdot r^2}{2\sqrt{\left(r^2 + x^2\right)^3}} \tag{10.1}$$

In ähnlicher Weise gilt für rechteckförmige flache Spulen der folgende Zusammenhang [78], wobei a und b die Kantenlängen der Spule bedeuten (alle anderen Symbole, wie oben definiert).

$$H = \frac{I \cdot N \cdot a \cdot b}{4\pi \sqrt{\left(\left(\frac{a}{2}\right)^2 + \left(\frac{b}{2}\right)^2 + x^2\right)}} \cdot \left(\frac{1}{\left(\frac{a}{2}\right)^2 + x^2} + \frac{1}{\left(\frac{b}{2}\right)^2 + x^2} \right) \tag{10.2}$$

Abbildung 10.1 veranschaulicht die beiden Beziehungen (10.1) und (10.2) für Spulenabmessungen, wie sie für Proximity-Leser als typisch angesehen werden können.

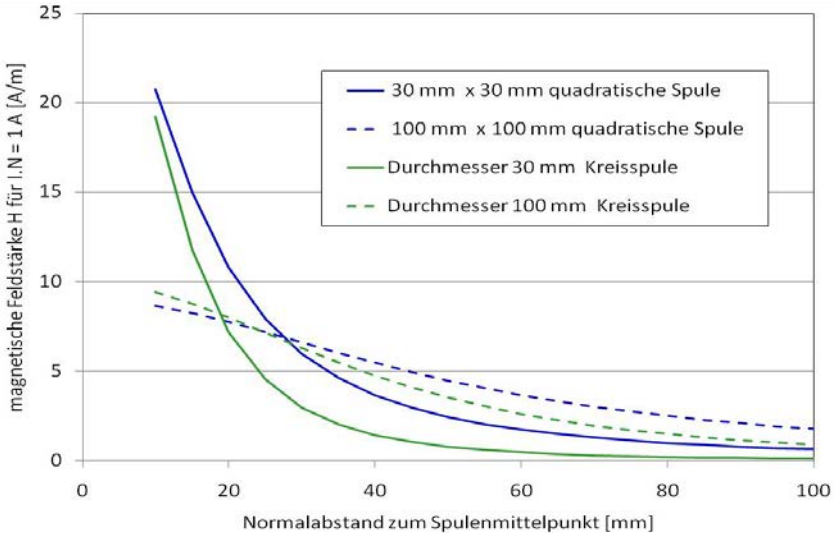


Abbildung 10.1: Feldstärkeverlauf entlang der Normalachse durch den Spulenmittelpunkt für Sendespulen mit Abmessungen im typischen Bereich für Proximity-Leser

Berücksichtigt man weiters, dass man sich der Antennenspule aufgrund des Gerätegehäuses auf nicht weniger als ca. 10 mm annähern kann, so liegen die maximalen Feldstärken denen ein Körperteil durch solche Leser ausgesetzt werden kann im Bereich von ca. 20 A/m bzw. 25 µT. Will man damit in konservativer Weise die dadurch im Körper verursachten Stromdichten abschätzen kann man auf die elementare Beziehung

$$J = \pi \cdot r \cdot f \cdot \sigma \cdot B \tag{10.3}$$

zurückgreifen, in der J die induzierte Körperstromdichte, f die Frequenz, B die magnetische Flussdichte, σ die elektrische Leitfähigkeit und r der Radius einer als kreisförmig angenommenen Einkoppelfläche ist. Setzt man in konservativer Weise für r den Antennenspulenradius (50 mm) und für die elektrische Leitfähigkeit von Muskel 0.36 S/m bei einer Frequenz von 120 kHz ein, so ergibt sich die maximale Stromdichte (ungemittelt) zu ca. 0,17 A/m^2. Der über 1 cm^2 quer zur Stromflussrichtung gemittelte Basiswert für Zentralnervensystemgewebe der Allgemeinbevölkerung gemäß ICNIRP 1998 beträgt 0,24 A/m, liegt also trotz der konservativen Annahmen in obiger Rechnung bereits höher als das Berechnungsergebnis für das Maximum der ungemittelten Stromdichte in Muskelgewebe.

Die Größenordnung der sich maximal ergebenden SAR kann einfach aus

$$SAR = \frac{J^2}{\sigma \cdot \rho} \tag{10.4}$$

berechnet werden, was im vorliegenden Fall auf Werte in der Größenordnung von ca. 80 µW/kg für die lokale, zeitlich und räumlich ungemittelte SAR führt, was mehrere Zehnerpotenzen unterhalb der Basiswerte für lokale über 10g Gewebe gemittelte SAR für die Allgemeinbevölkerung gemäß ICNIRP 1998 liegt (2 W/kg für Kopf und Rumpf, 4 W/kg für Gliedmaßen)

Die obigen theoretischen Betrachtungen zeigen daher deutlich, dass durch magnetisch gekoppelte LF-Proximity-Leser keine Verletzungen der Schutzziele der ICNIRP Guidelines 1998 zu erwarten sind.

Als realen Vertreter dieser Produktkategorie wurde ein Lesermodul der Fa. Nedap messtechnisch untersucht (Abbildung 10.2). Dieses Gerät arbeitet sowohl als LF-Leser (120 kHz) als auch als RF-Leser (13,56 MHz) um beide Kartentechnologien bedienen zu können. In diesem Abschnitt, werden nur die LF-Emissionen betrachtet.

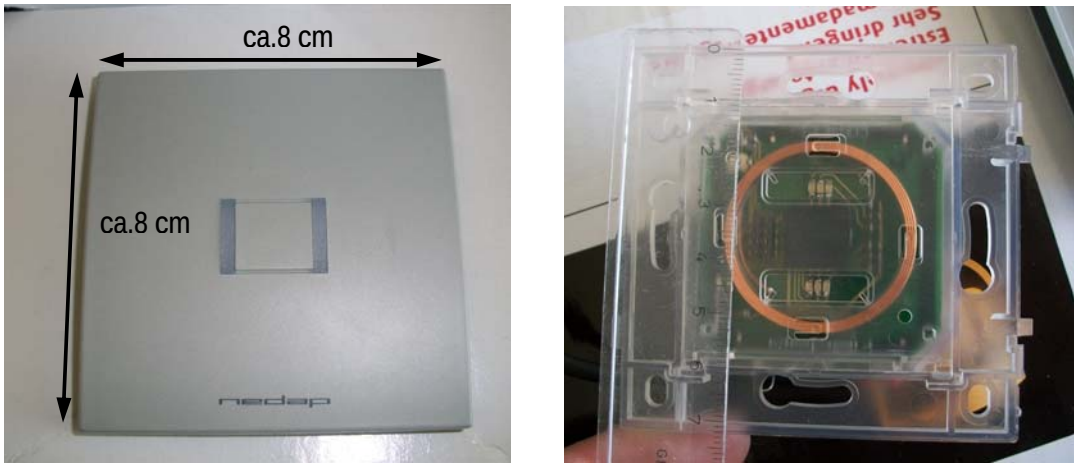


Abbildung 10.2: Untersuchtes Proximity Coupling Lesermodul; links: Typisches Erscheinungsbild des in Unterputz-Installationsdosen eingebauten Lesers; rechts: Abdeckung abgenommen, 120 kHz Kupferdrahtspule erkennbar

10.3.1 Messtechnische Charakterisierung der emittierten Signale

Das System emittiert kontinuierlich ein sinusförmiges Magnetfeld mit einer Frequenz von 120 kHz. Die Kommunikation mit Transpondern erfolgt auf Basis von Lastmodulation (vgl. Kapitel 2.4.1)

10.3.2 Messunsicherheit

Die erweiterte Kalibrierunsicherheit (k=2) der verwendeten Messgeräte liegt bei ±20% (1 cm^2 Miniaturmagnetfeldsonde, vgl. Abschnitt 5.3). Aufgrund der hohen Feldgradienten nahe zum untersuchten Gerät, ergibt sich durch die Positionierunsicherheit der Miniaturfeldsonde in Bezug auf die Absolutposition zum Leser (automatische Positionierung: ± 1 mm), vor allem in Messpunkten nahe zur Quelle ein weiterer Unsicherheitsbeitrag, der experimentell zu ca. max. ±8,5% (Standardunsicherheit) abgeschätzt wurde. Daraus ergibt sich eine gesamte erweitere Messunsicherheit von maximal ca. ±26% (k=2).

10.3.3 Ergebnisse der Immissionsmessungen und Bewertung

Aufgrund der oben angeführten grundsätzlichen Zusammenhänge ist anschaulich klar, dass Messungen an einem Messpunktraster, wie er zur Beurteilung des Gerätes nach EN 62369-1 heranzuziehen ist, nur auf verschwindend geringe Immissionswerte (<<0.1 A/m) führen können. Das Gerät kann somit als a priori konform zu EN 62369-1 angesehen werden.

Zur detaillierten Charakterisierung der Aussendungen wurden Magnetfeldmessungen nahe zur Leser-Oberfläche mittels einer Miniaturfeldsonde (Kapitel 5.3) durchgeführt. Abbildung 10.3 fasst die Messergebnisse grafisch zusammen. Ein Abstand von 8-12 mm zur leicht gewölbten Oberfläche der Leser-Abdeckung entspricht einem Abstand von ca. 15 mm zur Antennenspule.

Trotz der sehr hohen lokalen Feldstärken in unmittelbarer Nähe des Lesers ist unter üblichen Nutzungsbedingungen eine Verletzung der Schutzziele der ICNIRP Guidelines 1998 (Stromdichte im Zentralnervensystem) nicht zu erwarten (siehe theoretische Überlegungen am Anfang dieses Kapitels).

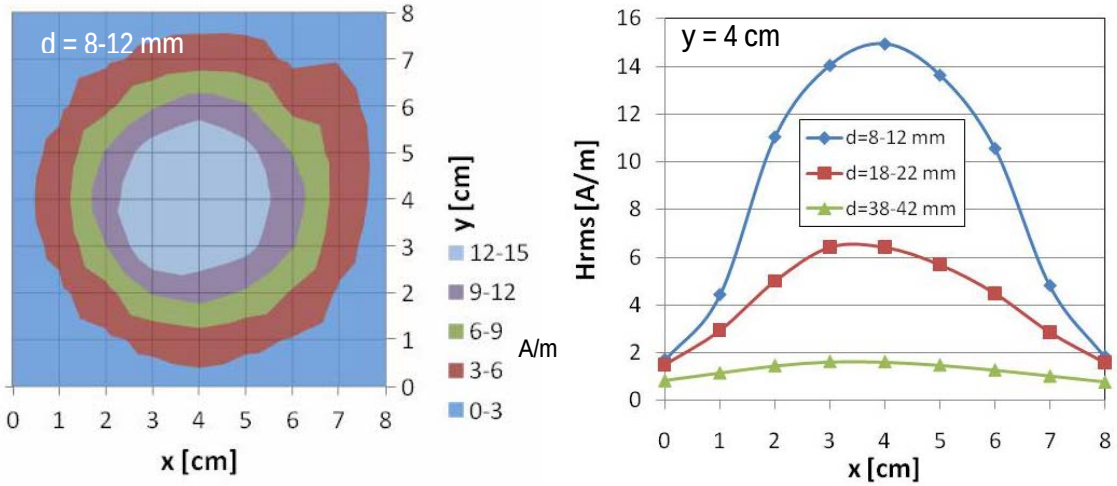


Abbildung 10.3: Verteilung der magnetischen Feldstärke (Effektivwert) in einer Ebene in ca. 8 mm -10 mm Abstand zur (leicht gewölbten) Oberfläche des Lesers (links) und Feldstärkeverlauf bei y = 4 in unterschiedlichen Abständen zur Leseroberfläche (rechts)

10.4 LF-Zutrittskontrollsysteme (Vicinity Coupling, 120 kHz)

Beim untersuchten Gerät handelt es sich um ein Zutrittskontrollsystem der Fa. Nedap mit einer Arbeitsfrequenz von 120 kHz. Die Antenne (Typ DC1600) besteht aus einer rechteckigen Metallspule (ca. 45 cm x 146 cm), siehe Abbildung 10.4, die von einer Signalgenerierungs- und Steuereinheit angespeist wird.

10.4.1 Messtechnische Charakterisierung der emittierten Signale

Das System emittiert kontinuierlich ein sinusförmiges Magnetfeld mit einer Frequenz von 120 kHz. Die Kommunikation mit Transpondern erfolgt auf Basis von Lastmodulation (vgl. Kapitel 2.4.1)

10.4.2 Messunsicherheit

Die erweiterte Kalibrierunsicherheit (k=2) der verwendeten Messgeräte liegt bei ±15% (NIFSPEC mit ELT400) bzw. ±20% (EMR300 mit Sonde Typ 18) Aufgrund der starken Feldgradienten nahe zum untersuchten Gerät, ergibt sich durch die Positionierunsicherheit

der Feldsonden (manuelle Positionierung: ±1 cm) vor allem in Messpunkten nahe zur Quelle ein weiterer Unsicherheitsbeitrag, der experimentell zu ca. max. ±5% (Standardunsicherheit) abgeschätzt wurde. Daraus ergibt sich eine gesamte erweitere Messunsicherheit von maximal ca. ±22% (k=2).

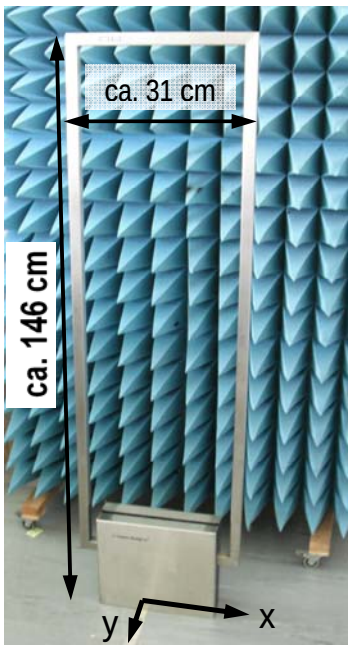


Abbildung 10.4: Antenne des untersuchten 120 kHz Zutrittskontrollsystems

10.4.3 Ergebnisse der Immissionsmessungen

Für die Immissionsmessungen zum Vergleich mit den Referenzwerten wurde ein Messpunktgitter entsprechend Abbildung 5.5 verwendet.

Abbildung 10.5 zeigt die Feldverteilung der magnetischen Flussdichte (Effektivwerte) B_{RMS}, in Vertikalebenen in 10 cm und 20 cm Distanz zur Antenne. In 10 cm Entfernung liegt der gemessene lokale Maximalwert der magnetischen Flussdichte demnach bei 31,5 µT, in 20 cm Entfernung bei 19,1 µT.

Abbildung 10.6 veranschaulicht den Verlauf der magnetischen Flussdichte (Effektivwerte) B_{RMS} bei Entfernung von der Antenne entlang der Antennenmittelachse in unterschiedlichen Höhen h.

10.4.4 Bewertung der Messergebnisse

Die Ergebnisse zeigen, dass entlang der Antennenmittelachse der Referenzwert für die Allgemeinbevölkerung nach ICNIRP 1998 (6,25 µT) erst ab etwa 50 cm Entfernung zur Antenne unterschritten wird.

Bei linearer räumlicher Mittelung der Messwerte über das gemäß EN 62369-1 für am Boden montierte Antennen zu verwendende Raster ergibt sich ein Mittelwert der magnetischen Flussdichte $B_{RMS,mittel}$ von 10,6 µT, bei quadratischer räumlicher Mittelung 11,8 µT was beides ebenfalls noch oberhalb des Referenzwertes für die Allgemeinbevölkerung von 6,25 µT nach ICNIRP 1998 liegt.

Eine detaillierte Analyse der intrakorporalen dosimetrischen Größen (Stromdichte und SAR) auf Basis numerischer Berechnungen ist daher angezeigt.

Die Effektivwerte der elektrischen Feldstärke lagen selbst in 10 cm Entfernung zur Antenne bereits unterhalb von 10 V/m, in 20 cm Entfernung unterhalb von 4 V/m, ab 50 cm

Entfernung unterhalb von 1 V/m und sind daher aus strahlenschutztechnischer Sicht im Vergleich zu den magnetischen Immissionen vernachlässigbar (Referenzwert für Allgemeinbevölkerung nach ICNIRP 1998: 87 V/m).

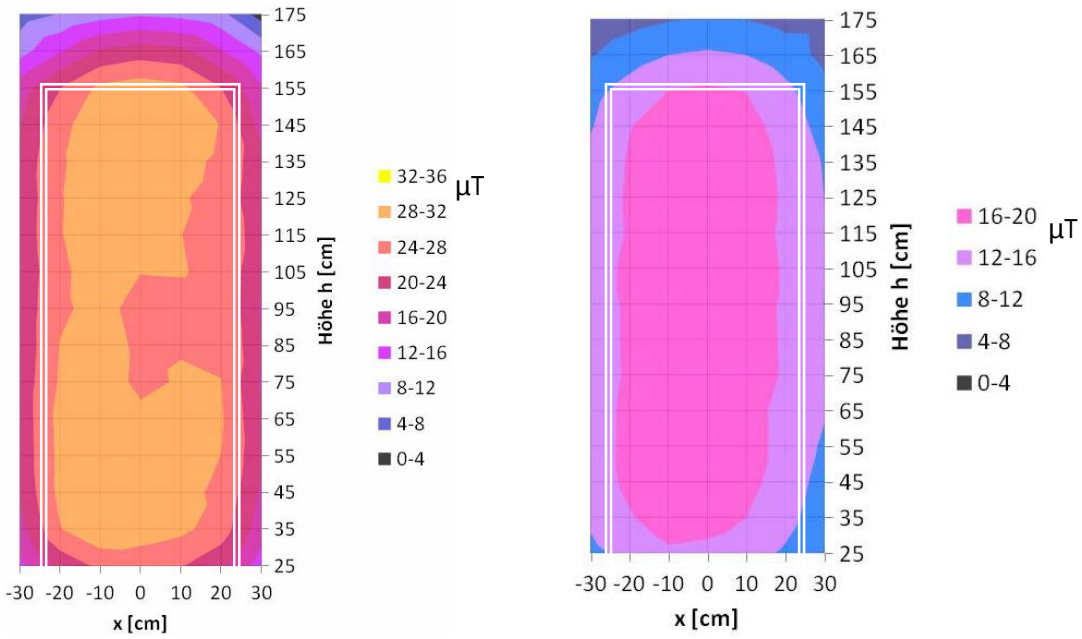


Abbildung 10.5: Verteilung der magnetischen Flussdichte (Effektivwerte) in vertikalen Parallelebenen zur Antenne in 10 cm (links) und 20 cm (rechts) Distanz. Die Position des Antennenrahmens ist schematisch angedeutet (weißes Rechteck)

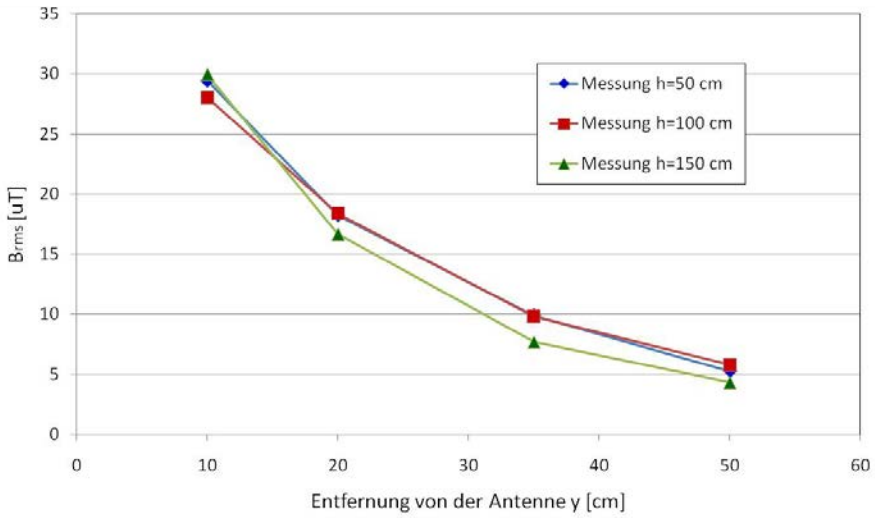


Abbildung 10.6: Verlauf der magnetischen Flussdichte (Effektivwerte) bei Entfernung von der Antennen entlang horizontaler Achsen in unterschiedlichen Höhen bei x=0 cm (Mittelachse der Antenne).

10.4.5 Validierung des numerischen Quellenmodells

Auf Basis von detaillierten Messungen der Feldverteilung in unterschiedlichen Entfernungen zur Oberfläche der Antenne wurde ein numerisches Quellenmodell der Antenne des Zutrittkontrollsystems (DC 1600, Fa. Nedap) erstellt. Abbildung 10.7 zeigt Vergleiche der gemessenen Feldverteilung und der mit dem numerischen Quellenmodell erzielten Feldverteilung in zwei Vertikalebenen in 10 cm und 20 cm Parallelabstand zur Antenne.

Abbildung 10.8 bis Abbildung 10.10 zeigen Vergleich der magnetischen Flussdichte (Effektivwerte) entlang unterschiedlicher Achsen im Raumbereich von 10 cm bis 50 cm vor der Antenne.

Die gezeigten Vergleiche der mit dem numerischen Quellenmodell erzielten Simulationsergebnisse mit den Messergebnissen zeigen ausgezeichnete Übereinstimmung im interessierenden Feldbereich mit Abweichungen von weniger als ca. 10-15%.

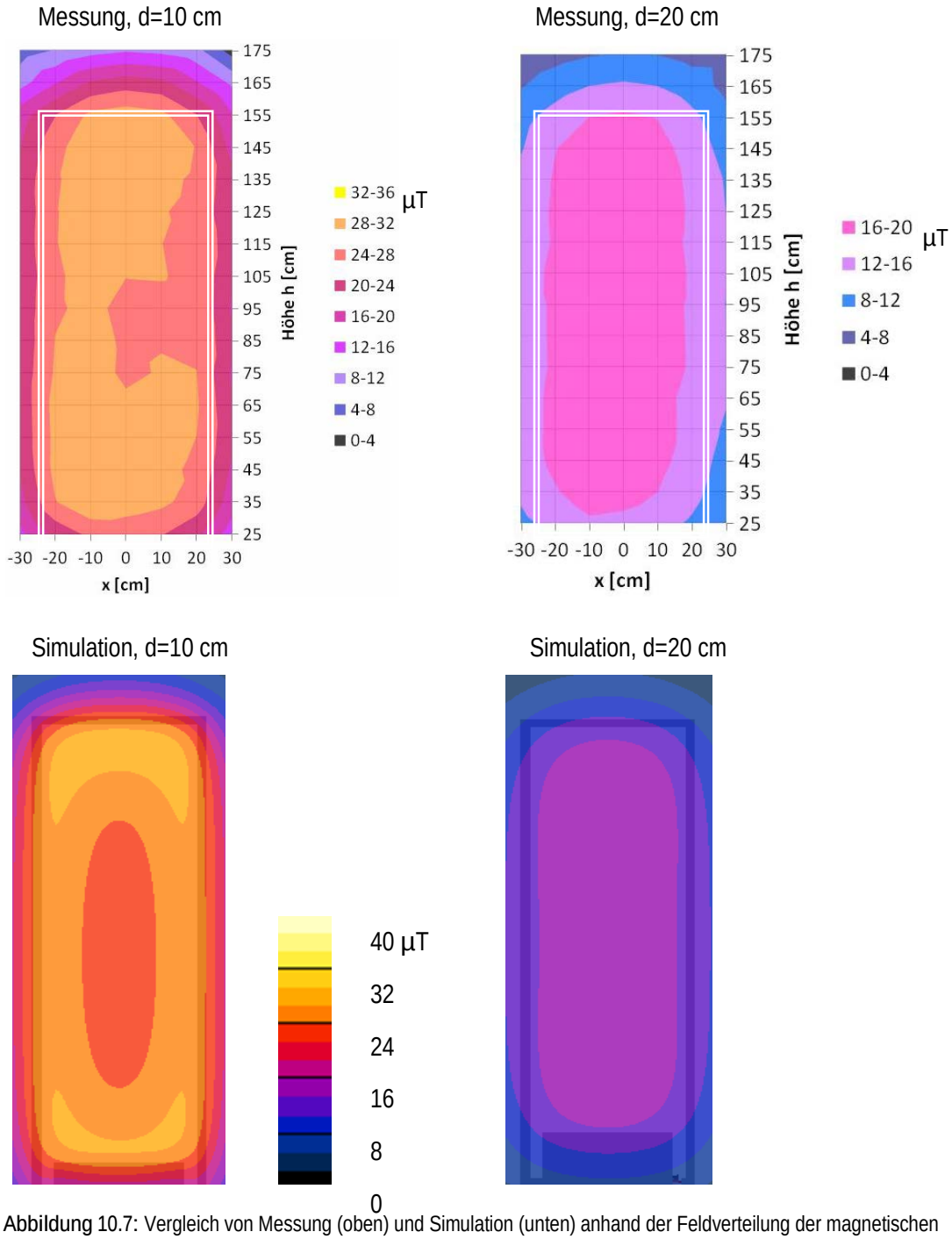


Abbildung 10.7: Vergleich von Messung (oben) und Simulation (unten) anhand der Feldverteilung der magnetischen Flussdichte (Effektivwerte) in zwei Vertikalebenen in Parallelabständen von 10 cm (links) und 20 cm (rechts) zur Antenne.

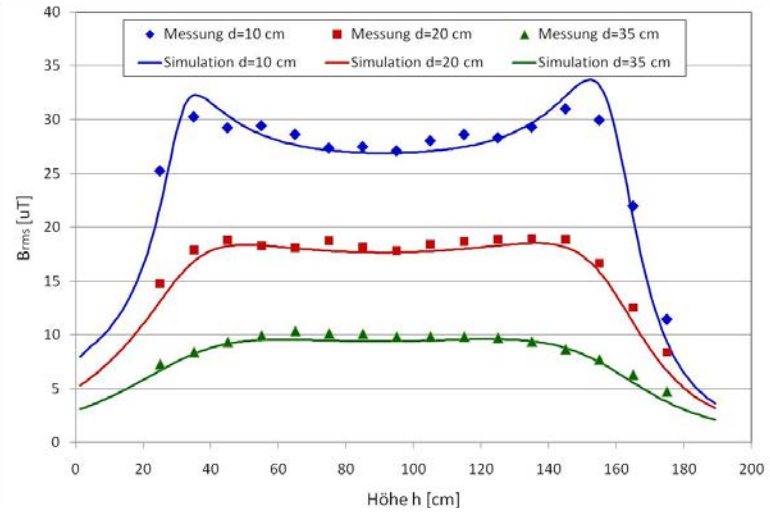


Abbildung 10.8: Vergleich der Feldverlaufs (Effektivwerte) zwischen Messung und Simulation entlang vertikaler Achsen mittig vor der Antenne in unterschiedlichen Abständen zur Antenne

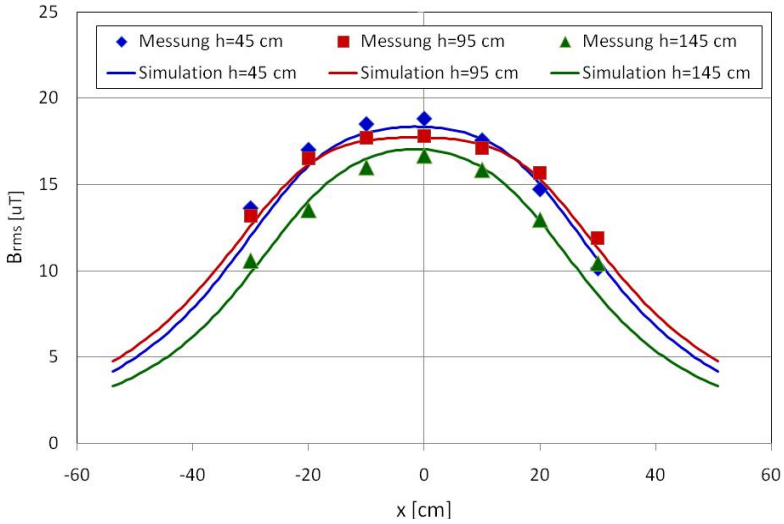


Abbildung 10.9: Vergleich der Feldverlaufs (Effektivwerte) zwischen Messung und Simulation entlang horizontaler Achsen in einem Parallelabstand von 20 cm zur Antenne, in unterschiedlichen Höhen

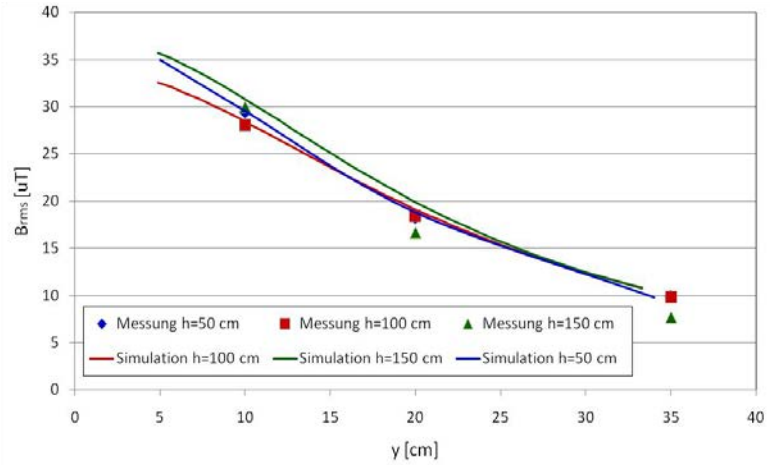


Abbildung 10.10: Vergleich der Feldverlaufs (Effektivwerte) zwischen Messung und Simulation bei Entfernung von der Antenne (mittig zur Antenne) in unterschiedlichen Höhen.

10.4.6 Betrachtete Expositionsszenarien

Die für Zutrittskontrollsysteme typische Expositionssituation ist jene, bei der die Hand (mit der Zutrittskarte) bzw. der Unterarm nahe an die Antenne geführt wird. Dabei können Abstände zwischen Hand bzw. Unterarm und Antenne im Extremfall im Bereich von nur wenigen Zentimetern liegen. Als Expositionsszenarien wurden daher vor allem solche Situationen betrachtet. Als Körpermodelle wurden sowohl das männliche und das weibliche Erwachsenenmodell aus der Virtual Family („Duke“ und „Ella“), als auch das Modell des 15 jährigen Jungen („Luis“) aus dem Virtual Classroom verwendet. Das Modell des 15 jährigen Jungen erlaubte auch die Betrachtung der Situation mit abgewinkeltem Unterarm (Abbildung 10.11). Der minimale Abstand zwischen Armoberfläche des Körpermodells und der Antennenebene liegt dabei im Bereich zwischen ca. 3 und 5 cm. Die angegebene Distanz von d=12 cm entspricht dem Abstand zwischen Achsel und Antennenebene, gemäß der Distanzdefinition in EN62369-1.

Zusätzlich erfolgten auch Berechnungen entsprechend den Annahmen von EN 62369-1, d.h., eine erwachsene Person in 20 cm seitlichem Abstand zur Antenne („Duke, lateral, d=20 cm“), sowie bei ungünstiger Ausrichtung des Körpers (parallel zur Antennenebene) mit einem Erwachsenenmodell („Duke, dorsal, d=10 cm“ und einem Kindermodell („Roberta, frontal, d =10 cm).

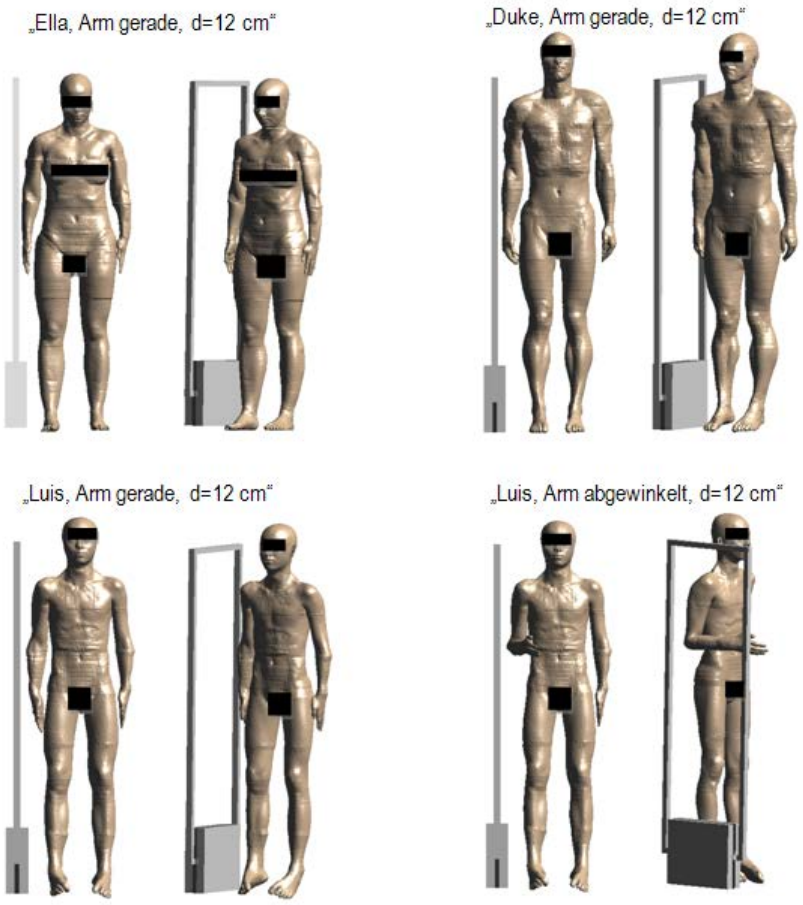


Abbildung 10.11: Betrachtete Expositionsszenarien mit dem LF-Zutrittskontrollsystem mit stark lokaler Exposition des Armes

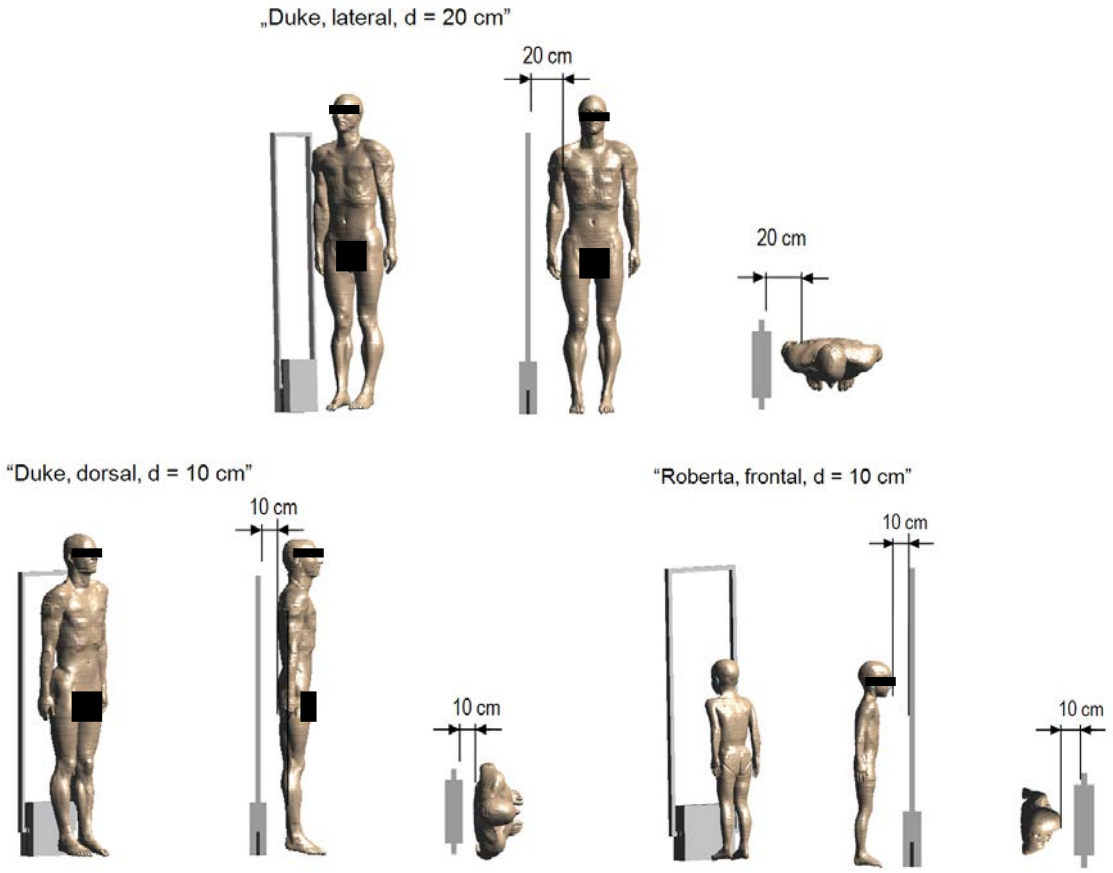


Abbildung 10.12: Betrachtete Ganzkörper-Expositionsszenarien mit dem LF-Zutrittskontrollsystem

10.4.7 Berechnungsergebnisse

Abbildung 10.13 zeigt grafisch die Verteilung der ungemittelten induzierten Körperstromdichte (Effektivwerte) in unterschiedlichen Vertikalschnitten durch die Körpermodelle für die betrachteten Expositionsszenarien.

Die Stromdichtemaxima treten dabei nicht in Körperteilen in unmittelbarer Nähe zur Antenne auf, sondern, aufgrund des größeren effektiven Einkoppelquerschnitts im Rumpf. Der genaue Ort des Stromdichtemaximums ist je nach Körpermodell unterschiedlich. Diese Varianz der Position des Maximums der (ungemittelten) Stromdichte, bei etwa gleicher räumlicher Auflösung des Rechengitters deutet auf einen merkbaren Einfluss der in den Körpermodellen vorhandenen anatomischen Details hin. Speziell die Ausbildung der CSF-gefüllten Räume im Wirbelkanal hat hierbei großen Einfluss, da sich dort, aufgrund der hohen elektrischen Leitfähigkeit der CSF relativ hohe Stromdichten ausbilden können.

Tabelle 10.1 fasst die Ergebnisse in Form der maximalen, über 1 cm^2 quer zur Stromflussrichtung gemittelten Stromdichte zusammen. Wie schon in Kapitel 5.9 erwähnt ist zunächst anzumerken, dass gemäß ICNIRP 1998 Stromdichte-Basiswerte nur für Gewebe des Zentralnervensystems festgelegt sind und für andere Körpergewebe keine Basiswerte existieren. Die maximalen, über 1 cm^2 quer zur Stromflussrichtung gemittelten Stromdichtewerte im Zentralnervensystem lagen in den untersuchten Szenarien teilweise über den Basiswerten für die Allgemeinbevölkerung und berufliche Exposition (vgl. Tabelle 10.1). In der Expositionssituation „Roberta, frontal, 10 cm" trat das Maximum der über 1 cm^2 quer zur Stromflussrichtung gemittelten Stromdichte in der CSF im Kopf auf.

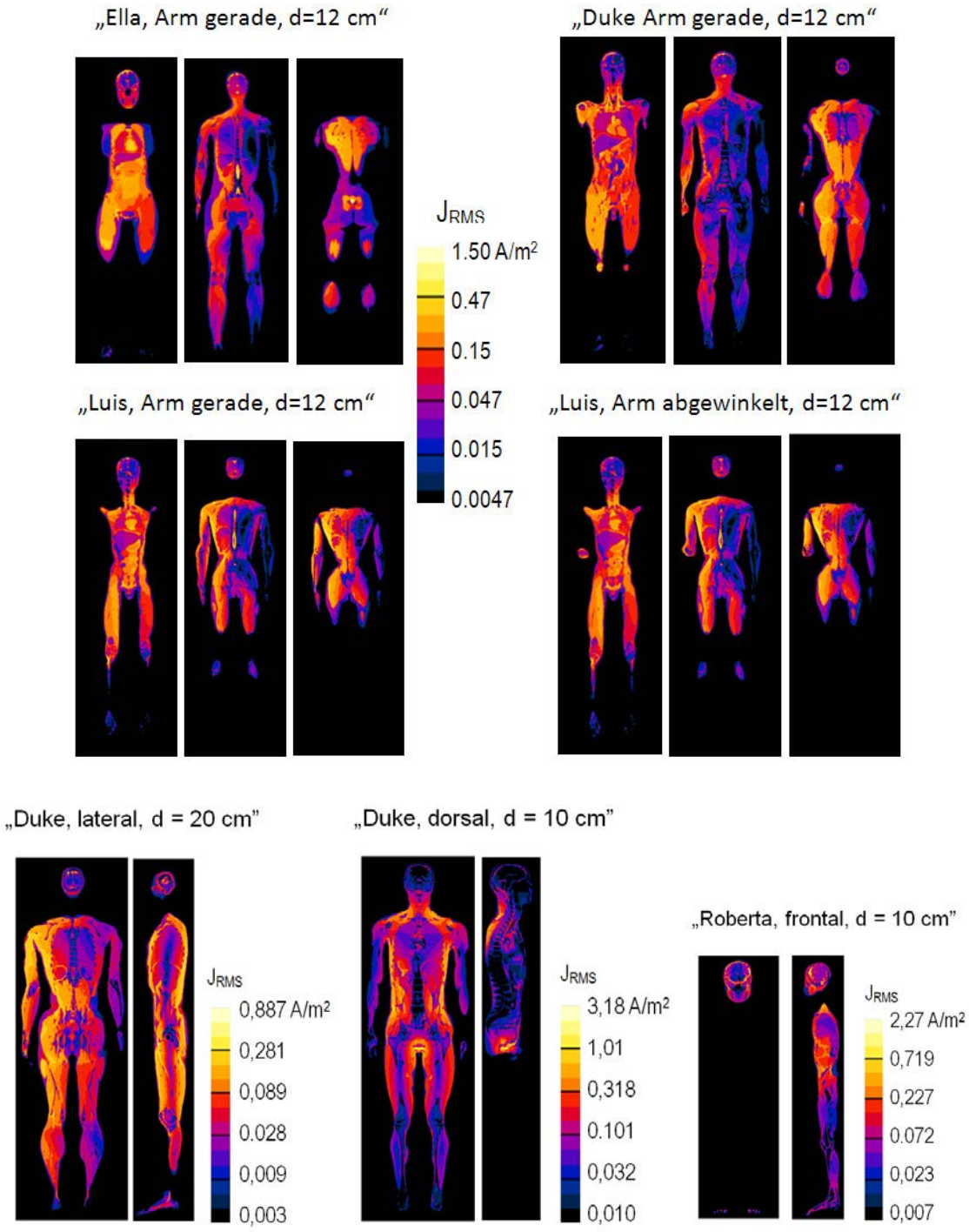


Abbildung 10.13: Verteilung der (ungemittelten) vom Zutrittskontrollsystem in den untersuchten Expositionsszenarien induzierte Körperstromdichte (Effektivwerte) in unterschiedlichen Vertikalschnitten

***Nedap DC1600* (f = 120 kHz)**	**max. J_{1cm2} [A/m^2]**					
	Alle Gewebe		**ZNS-Gewebe**			
	PEAK	RMS	PEAK		RMS	
Basiswert ICNIRP 1998, Allgemeinbevölkerung	-	-	*0,34*		*0,24*	
Basiswert ICNIRP 1998, berufliche Exposition	-	-	*1,70*		*1,20*	
Szenario			exkl. CSF	inkl. CSF	exkl. CSF	inkl. CSF
„Ella, Arm gerade, d=12 cm“	2,11	1,49	0,28	1,05	0,20	0,74
„Duke, Arm gerade, d=12 cm“	1,87	1,32	0,27	1,00	0,19	0,71
„Luis, Arm gerade, d=12 cm“	1,34	0,95	0,20	0,95	0,14	0,67
„Luis, Arm abgewinkelt, d=12 cm“	1,39	0,98	0,20	0,96	0,14	0,68
„Duke, lateral, d=20 cm“	1,26	0,89	0,21	0,81	0,15	0,57
„Duke, dorsal, d=10 cm“	4,51	3,19	0,32	1,03	0,23	0,73
„Roberta, frontal, d=10 cm“	3,22	2,27	0,44	3,22	0,31	2,27

Tabelle 10.1: Maximale über 1 cm^2 normal zur Stromflussrichtung gemittelte induzierte Körperstromdichten in den numerisch untersuchten Szenarien im Vergleich zu den anzuwendenden Basiswerten nach ICNIRP 1998

Die lokale SAR und die Ganzkörper-SAR liegen hingegen in allen untersuchten Szenarien um mehrere Zehnerpotenzen unterhalb der Basiswerte nach ICNIRP 1998 (Tabelle 10.2).

***Nedap DC1600* (f = 120 kHz)**	**max. SAR_{10g} [mW/kg]**	**Ganzkörper-SAR [mW/kg]**
Basiswert ICNIRP 1998, Allgemeinbevölkerung	*2000*	*80*
Basiswert ICNIRP 1998, berufliche Exposition	*10000*	*400*
Szenario		
„Ella, Arm gerade, d=12 cm“	0,46	0,04
„Duke, Arm gerade, d=12 cm“	0,52	0,04
„Luis, Arm gerade, d=12 cm“	0,60	0,03
„Luis, Arm abgewinkelt, d=12 cm“	0,59	0,03
„Duke, lateral, 20 cm“	0,25	0,02
„Duke, dorsal, 10 cm“	1,99	0,11
„Roberta, frontal, 10 cm“	0,39	0,03

Tabelle 10.2: Maximale über 10g Gewebe gemittelte SAR und Ganzkörper-SAR in den numerisch untersuchten Szenarien im Vergleich zu den anzuwendenden Basiswerten nach ICNIRP 1998

10.4.8 Unsicherheit der Berechnungsergebnisse

Eine Analyse der numerischen Unsicherheiten zufolge limitierter räumlicher Auflösung und Variabilität der dielektrischen Gewebeeigenschaften wurde durch zusätzliche Simulationen mit besserer Auflösung des Rechengitters (bis 0,5 mm anstatt 1,0 mm) und Variation der dielektrischen Gewebeeigenschaften um ±20% durchgeführt und führte bezüglich der max.SAR10g auf Unsicherheitswerte von ±6% (räumliche Auflösung) und ±18% (dielektrische Gewebeeigenschaften). Die zu erwartenden numerische Unsicherheiten des Rechenalgorithmus liegen deutlich unter 3% und können daher vernachlässigt werden. Die Validierung des numerischen Quellenmodells zeigt punktuell Abweichungen von ca. ±15% bezüglich der magnetischen Flussdichte (vgl. Abbildung 10.7 bis Abbildung 10.10 im Hinblick auf das Integral der quadrierten magnetischen Flussdichte (relevant für SAR) über den interessierenden Raumbereich liegen die Abweichungen jedoch unter ±10%. Berücksichtigt man schließlich eine Standard-Unsicherheit der Validierungsmessungen von ±11% für die magnetische Flussdichte (d.h., ±22% im Hinblick auf die SAR), so ergibt sich für die Berechnungsergebnisse unter der Annahme statistischer Unabhängigkeit der genannten Unsicherheitsbeiträge, eine Standard-Gesamtunsicherheit von ca. ±31% bezüglich der max.SAR10g. Die resultierende Gesamt-Unsicherheit im Hinblick auf die max.J1cm^2 ist etwas geringer und ergibt sich zu ca. ±25%.

10.4.9 Gesamtbewertung von Mess- und Berechnungsergebnissen

Die Berechnungsergebnisse zeigen, dass bei Annäherung auf weniger als ca. 20 cm zum betrachteten System nicht mehr sichergestellt werden kann, dass die Basiswerte für die Allgemeinbevölkerung gemäß ICNIRP 1998 eingehalten werden. Dies gilt offensichtlich insbesondere bei Ausrichtung des Körpers parallel zur Antennenebene und für Kinder und kleine Erwachsene deren Kopf nicht über die Oberkante der Antenne hinausragt und damit in den Bereich relativ hoher Feldstärken gelangen kann. Für 20 cm seitliche Distanz zur Antenne befindet man sich offensichtlich in einem Grenzbereich.

Ob die Basiswerte für Allgemeinbevölkerung nach ICNIRP 1998 überschritten werden oder nicht, hängt vom Mittelungsverfahren ab (vgl. Tabelle 10.1). Übereinstimmend ergibt auch die Beurteilung nach EN 62369-1 auf Basis der räumlich gemittelten Magnetfeldimmissionen eine Überschreitung des Referenzwertes für die Allgemeinbevölkerung (vgl. Kapitel 10.4.4).

10.5 LF-Vicinity Systeme zur Tieridentifikation (120 kHz)

Beim untersuchten Gerät handelt es sich um ein System zur automatischen Identifikation von Rindern mit einer Arbeitsfrequenz von 120 kHz (Hersteller: Fa. Nedap). Neben kleineren Lesegeräten, die im Bereich von Futterautomaten angebracht sind, um die Futteraufnahme der Tiere zu kontrollieren, werden im Bereich des Melkstandes auch große Rahmenantennen verwendet, die von den Tieren durchschritten werden können. Im Hinblick auf die Ganzkörperexposition von Personen sind vor allem die letztgenannten Antennen interessant, da der Bereich der Antenne (z.B. Gang vor dem Melkstand) auch für Personen zugänglich ist. Abbildung 10.14 zeigt die untersuchte Anlage mit Antennenabmessungen von ca. 115 cm x 197 cm. Die Antenne selbst ist als eine einzelne Windung, bestehend aus einem Stahlband mit ca. 30 x 5 mm^2 Querschnitt realisiert.

10.5.1 Messtechnische Charakterisierung der emittierten Signale

Das System emittiert kontinuierlich ein sinusförmiges Magnetfeld mit einer Frequenz von 120 kHz. Die Kommunikation mit Transpondern erfolgt auf Basis von Lastmodulation (vgl. Kapitel 2.4.1).

Für die Messungen wurde das System auf maximale Leistung eingestellt. Damit konnten, bei ideal ausgerichtetem Transponder Reichweiten von bis zu 130 cm erzielt werden. Die relativ großen und mit Eisenkern ausgestatteten Transponder werden von den Rindern mittels eines Halsbandes getragen.

10.5.2 Messunsicherheit

Die erweiterte Kalibrierunsicherheit (k=2) der verwendeten Messgeräte liegt bei ±15% (NIFSPEC mit ELT400) bzw. ±20% (EMR300 mit Sonde Typ 18). Aufgrund der starken Feldgradienten nahe zum untersuchten Gerät, ergibt sich durch die Positionierunsicherheit der Feldsonden (manuelle Positionierung: ±1 cm) vor allem in Messpunkten nahe zur Quelle ein weiterer Unsicherheitsbeitrag, der experimentell zu ca. max. ±5% (Standardunsicherheit) abgeschätzt wurde. Daraus ergibt sich eine gesamte erweitere Messunsicherheit von maximal ca. ±22% (k=2).

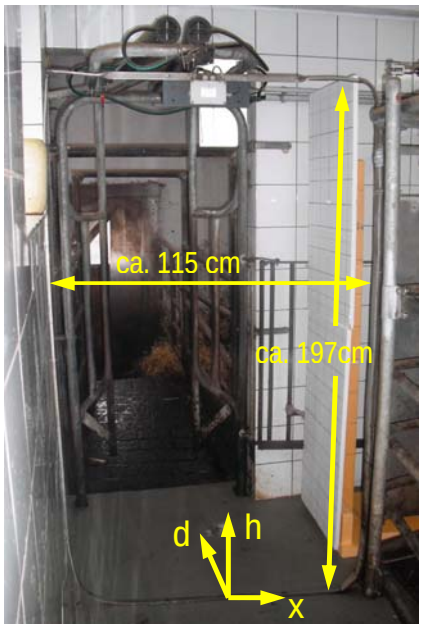


Abbildung 10.14: Antenne des untersuchten 120 kHz Tieridentifikationssystems

10.5.3 Ergebnisse der Immissionsmessungen

Für die Immissionsmessungen zum Vergleich mit den Referenzwerten wurde ein Messpunktgitter entsprechend Abbildung 5.5 verwendet.

Abbildung 10.15 zeigt die Feldverteilung der magnetischen Flussdichte (Effektivwerte) B_{RMS}, in Vertikalebenen in 0 cm (direkt innerhalb der Antennenschleife), 10 cm und 20 cm Distanz zur Antenne. Die lokalen Maximalwerte in ca. 7 cm Distanz vom stromführenden Antennenleiter liegen bei ca. 10 µT, die bei Entfernung vom Antennenleiter jedoch rasch auf Maximalwerte von ca. 1,6 µT (in Antennenmitte) abnehmen.

Abbildung 10.16 stellt der Feldverlauf bei Entfernung von der Antenne entlang horizontaler Achsen in unterschiedlichen Höhen, mittig zur Antenne (x = 0 cm) dar.

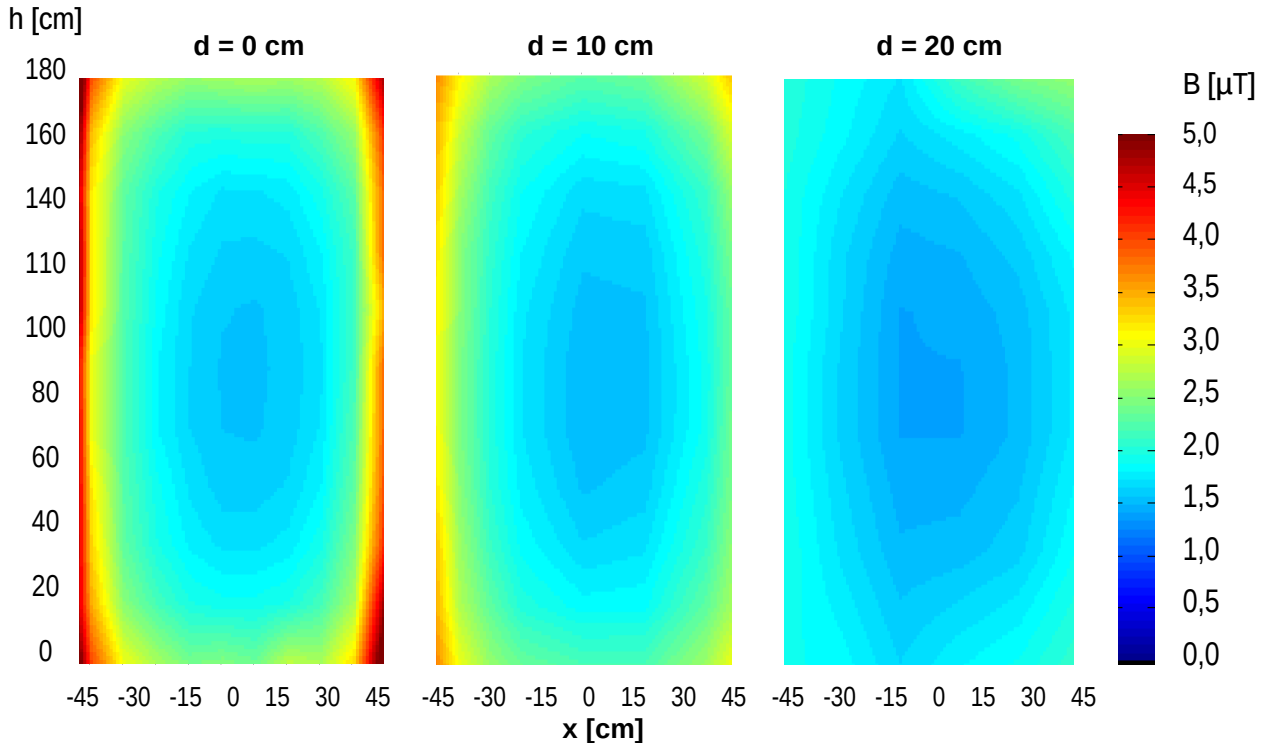


Abbildung 10.15: Verteilung der magnetischen Flussdichte (Effektivwerte) in vertikalen Parallelebenen zur Antenne in unterschiedlichen Distanzen d

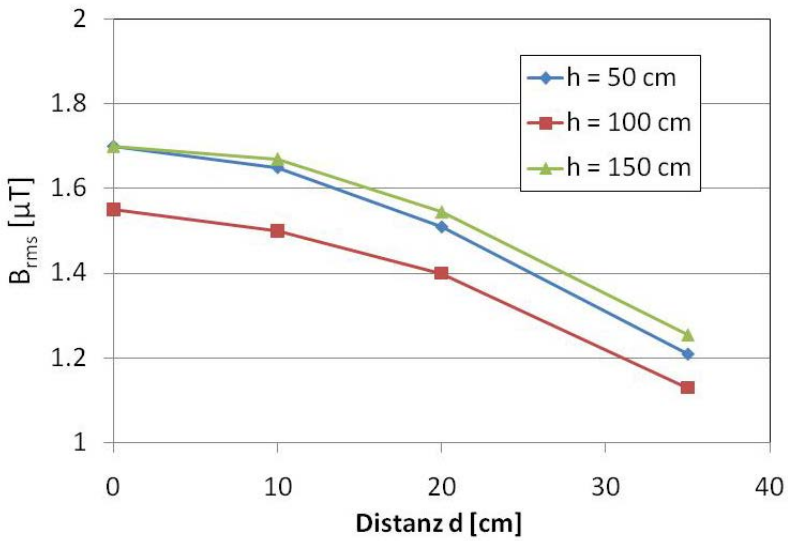


Abbildung 10.16: Verlauf der magnetischen Flussdichte (Effektivwerte) bei Entfernung von der Antennen entlang horizontaler Achsen in unterschiedlichen Höhen bei x=0 cm (Mittelachse der Antenne).

10.5.4 Bewertung der Messergebnisse

Der maximale, über ein 30 cm x 30 cm x 60 cm großes Raumgitter gemäß EN 62369-1 gemittelte Flussdichtewert liegt bei ca. 2,6 µT und damit unterhalb des Referenzwertes für die Allgemeinbevölkerung nach ICNIRP 1998 (6,25 µT).

Da in den zugänglichen Bereichen die über anatomisch relevante Flächeninhalte bzw. Volumenbereiche (z.B. Kopf) gemittelten Werte der magnetischen Flussdichte deutlich unterhalb des Referenzwertes für die Allgemeinbevölkerung nach ICNIRP 1998 (6,25 µT) liegen, ist nicht mit einer Überschreitung der Basiswerte nach ICNIRP 1998 zu rechnen.

10.6 RF-Zutrittskontrollsysteme (Proximity Coupling, 13,56 MHz)

Wie LF-Proximity Coupling Leser findet man auch RF-Proximity Coupling Leser von Zutrittskontrollsystemen üblicherweise im Eingangsbereich an der Wand oder an eigens dafür vorgesehenen Säulen montiert, wobei die 13,56 MHz RF-Technologie wesentlich weiter verbreitet ist als die LF-Technik. Hinsichtlich typischer Abmessungen und Erscheinungsform gilt das gleiche wie bereits bei den LF-Proximity Lesern in Abschnitt 10.3 Gesagte. Geht man von der Tatsache aus, dass die Ansprechfeldstärke von Proximity Transponderkarten bei 1.5 A/m liegt [77] und ein Ansprechbereich von maximal 5-10 cm abgedeckt werden soll, so kann man, wie bereits in Abschnitt 10.3 gezeigt auf Basis analytischer Überlegungen die Größenordnungen der an der Oberfläche solcher Lesegeräte auftretenden magnetischen Feldstärken abschätzen (Formeln 10.1 und 10.2 bzw. Abbildung 10.1).

Berücksichtigt man weiters, dass man sich der Antennenspule aufgrund des Gerätegehäuses auf nicht weniger als 10 mm annähern kann, so liegen die maximalen Feldstärken denen ein Körperteil durch solche Leser ausgesetzt werden kann im Bereich von ca. 20 A/m. Will man damit in konservativer Weise die dadurch im Körper verursachten Stromdichten abschätzen, ergibt sich mit Formel (10.3) unter konservativen Annahmen für den Antennenspulenradius (50 mm) und für die elektrische Leitfähigkeit von Muskel 0.63 S/m bei einer Frequenz von 13,56 MHz die maximale Stromdichte (ungemittelt) zu ca. 33,5 A/m^2. Die Größenordnung der sich maximal ergebenden SAR kann wieder einfach mittels Formel 10.4 abgeschätzt werden und führt im vorliegenden Fall auf ca. 1,8 W/kg für die lokale, zeitlich und räumlich ungemittelte SAR führt.

Die obigen theoretischen Betrachtungen zeigen daher, dass durch magnetisch gekoppelte RF-Proximity-Leser, unter üblichen Nutzungsbedingungen keine Verletzungen der Schutzziele der ICNIRP Guidelines 1998 zu erwarten sind, insbesondere bei Berücksichtigung der im Rahmen der Beurteilung anzuwendenden Mittelung der lokalen SAR über 10g Gewebe und über 6 Minuten.

Als realen Vertreter dieser Produktkategorie wurde ein Lesermodul der Fa. Kaba messtechnisch untersucht (Abbildung 10.17).

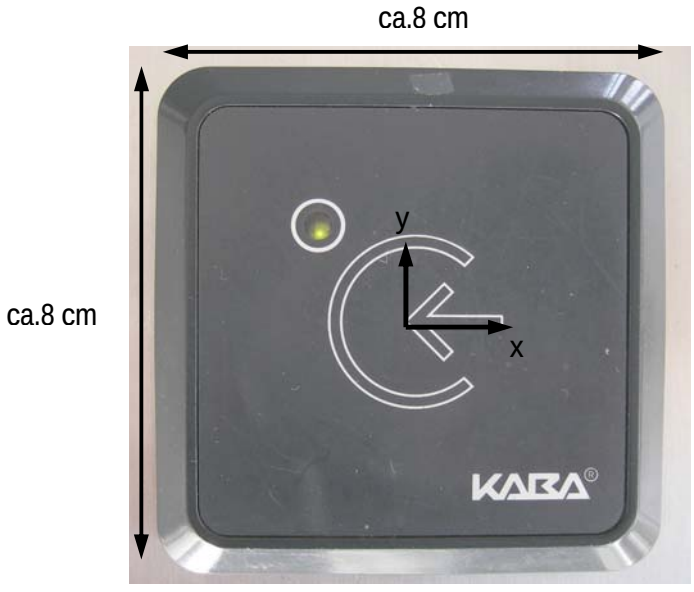


Abbildung 10.17: Untersuchtes RF-Proximity Coupling Lesermodul

10.6.1 Messtechnische Charakterisierung der emittierten Signale

Der Leser emittiert kontinuierlich ein sinusförmiges Magnetfeld mit einer Frequenz von 13,56 MHz. Die Kommunikation mit Transpondern erfolgt auf Basis von Lastmodulation (vgl. Kapitel 2.4.1)

10.6.2 Messunsicherheit

Die erweiterte Kalibrierunsicherheit (k=2) der verwendeten Messgeräte liegen bei ±10% (EASY 4 System mit Sonde H3DV8 bzw. ET3DV5R, siehe Kapitel 5.3). Aufgrund der hohen Feldgradienten nahe zum untersuchten Gerät, ergibt sich durch die Positionierunsicherheit der Miniaturfeldsonde in Bezug auf die Absolutposition zum Leser (± 1 mm), vor allem in Messpunkten nahe zur Quelle ein weiterer Unsicherheitsbeitrag, der experimentell zu ca. max. ±8,0% (Standardunsicherheit) abgeschätzt wurde. Daraus ergibt sich eine gesamte erweitere Messunsicherheit von maximal ca. ±19% (k=2).

10.6.3 Ergebnisse der Immissionsmessungen und Bewertung

Wie bereits in Abschnitt 10.3 bei den LF-Proximity Lesern erwähnt, ist unmittelbar einsichtig, dass Messungen an einem Messpunktraster, wie er zur Beurteilung des Gerätes nach EN 62369-1 heranzuziehen ist, nur auf verschwindend geringe Immissionswerte (<<0.1 A/m) führen. Das Gerät kann somit als a priori konform zu EN 62369-1 angesehen werden.

Zur detaillierten Charakterisierung der Aussendungen wurden Magnetfeldmessungen nahe zur Leser-Oberfläche mittels einer Miniaturfeldsonde durchgeführt. Abbildung 10.18 fasst die Messergebnisse grafisch zusammen.

Die Messergebnisse liegen im erwarteten Bereich, d.h., die Ansprechfeldstärke von 1,5 A/m für Proximity Transponder wird in ca. 30 mm Distanz von der Lesegerätoberfläche noch erreicht. Auf Grundlage der oben dargestellten theoretischen Zusammenhänge, ist bei üblicher Nutzung des Gerätes, trotz lokaler Überschreitung der Referenzwerte in unmittelbarer Nähe zum Gerät, mit keiner Überschreitung der Basiswerte zu rechnen. Insbesondere bei Berücksichtigung der im Rahmen der Beurteilung anzuwendenden 6 Minuten Mittelung werden bei üblicher Nutzung der Geräte die auftretenden SAR-Werte mehrere Größenordnungen unterhalb der Basiswerte liegen.

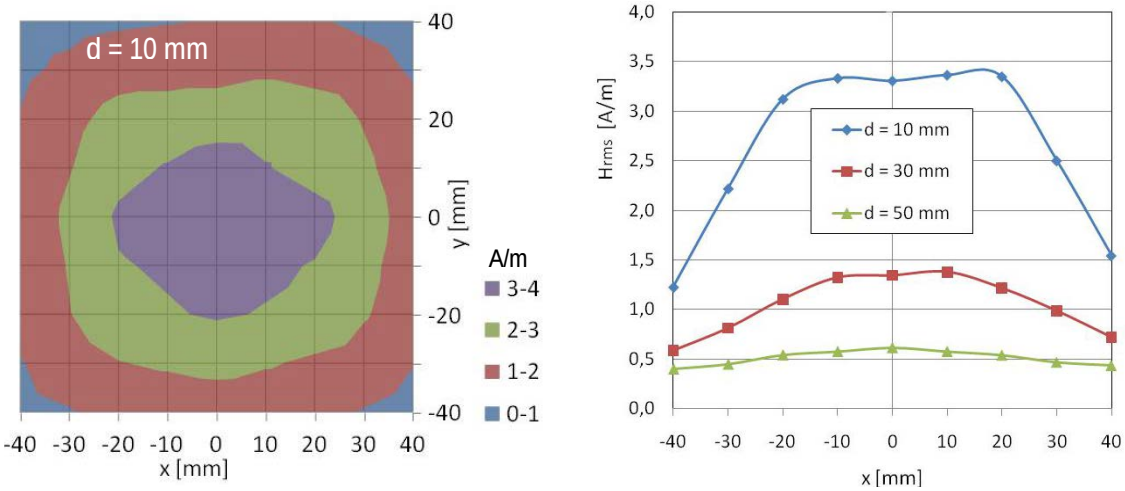


Abbildung 10.18: Verteilung der magnetischen Feldstärke (Effektivwert) in einer Ebene in 10 mm Abstand zur Oberfläche des Lesers (links) und Feldstärkeverlauf bei y = 0 in unterschiedlichen Abständen d zur Leseroberfläche (rechts)

Die maximal messbaren elektrischen Feldstärken in 10, 30 und 50 mm Distanz zur Geräteoberfläche lagen bei 61 V/m, 21 V/m und 12 V/m und sind im Vergleich zu den magnetischen Immissionen aus strahlenschutztechnischer Sicht daher nur von untergeordneter Bedeutung.

10.7 Stationäre RF-Lesegeräte (Proximity Coupling, 13,56 MHz)

Stationäre RF-Lesegeräte werden üblicherweise an Kontrollstellen, Kassen, Identifikationsstellen verwendet um RFID Transponder zu lesen oder zu beschreiben. Typische und weitverbreitete Vertreter dieser Gerätekategorie sind:

- Tischlesegeräte bzw. in Terminals integrierte Leser für elektronische Reisepässe
- Tischlesegeräte an Kassen (z.B. Skiliftkassa) zum Beschreiben von RFID-Tickets

Derartige Geräte arbeiten praktisch ausschließlich mit Proximity Coupling, d.h., mit Lesereichweiten bis ca. 10 cm. In Europa sind solche Systeme gegenwärtig typischerweise konform zum Standard ISO 14443, und somit sind die im voranstehenden Kapitel angestellten Überlegungen für solche Systeme in vollem Umfang gültig. D.h., die von derartigen Geräten ausgehenden Expositionen liegen mehrere Größenordnungen unterhalb der gemäß ICNIRP 1998 [7] anzuwendenden Basiswerte.

Aufgrund der Kompatibilität von NFC zum Standard ISO14443 gilt dies auch für NFC Terminals, wie sie vermehrt zum Kauf elektronischer Tickets mittels NFC-kompatiblen Mobiltelefonen eingesetzt werden (vgl. dazu auch Kapitel 10.9)

Neben Lese-bzw. Schreibgeräten für ausschließlich RF-Transponder sind, vor allem in Bereich des Ticketings, aus historischen Gründen teilweise auch noch Geräte im Einsatz, die neben der RF-Lesefunktionalität zusätzlich auch die früher weiter verbreiteten LF-Transponder (120 kHz) lesen bzw. beschreiben können. In solchen Geräten sind zwei separate Proximity Coupling Schreib-/Lesereinheiten integriert, eine für LF-Transponder und eine für RF-Transponder (13,56 MHz). D.h., zur Beurteilung der Exposition durch die LF-Schreib-/Leseeinheit kann auf die Ausführungen in Kapitel 10.3 zurückgegriffen werden.

10.8 Handgehaltene RF-Lese-/Schreibgeräte (13,56 MHz)

Mobile RFID-Lese-/Schreibgeräte im Frequenzbereich 13,56 MHz mit denen von zugehörigen Transponder Daten gelesen bzw. auf sie gespeichert werden können, sind bereits in mehreren Ausprägungen am Markt erhältlich. Es handelt sich dabei praktisch ausschließlich um Proximity Coupling Geräte, d.h., der Datenaustausch kann, von Gerät zu Gerät unterschiedlich, typischer Weise über Distanzen im Bereich 3-10 cm erfolgen. Ein besonders interessantes und vom Hersteller für messtechnische Untersuchungen zur Verfügung gestelltes Gerät ist der *PA600 Clinical Assistant* der Fa. Unitech. Es handelt sich dabei um ein ca. 16 cm x 10 cm x 3,5 cm großes Handgerät (Abbildung 10.19) mit einer Fülle von Funktionen und mehreren Drahtlosschnittstellen, unter anderem eben eine 13,56 MHz RFID-Schnittstelle nach ISO 14443 bzw. ISO 15693. Gedacht ist das Gerät für den Einsatz im klinischen Bereich zum Datenaustausch zwischen medizinischem Personal bzw. zur Identifikation von klinischem Personal und Patienten, die mit entsprechenden Transpondern ausgestattet sind.

Die ca. 2 x 3 cm große RFID-Antenne befindet sich auf der Rückseite im Inneren des Gerätes (Abbildung 10.19, rechts).

10.8.1 Messtechnische Charakterisierung der emittierten Signale

Nach Aktivierung der RFID Funktion sendet das Gerät ein kontinuierliches 13,56 MHz Signal aus. Wird innerhalb einer gewissen Zeitspanne (ca. 2 Minuten) kein Transponder detektiert, wird die RFID-Funktion automatisch deaktiviert um den Akku zu schonen.

10.8.2 Messunsicherheit

Die erweiterte Kalibrierunsicherheit (k=2) der verwendeten Messgeräte liegen bei ±10% (EASY 4 System mit Sonde H3DV8 bzw. ET3DV5R, siehe Kapitel 5.3). Aufgrund der hohen Feldgradienten nahe zum untersuchten Gerät, ergibt sich durch die Positionierunsicherheit der Miniaturfeldsonde in Bezug auf die Absolutposition zum Leser (± 1 mm), vor allem in Messpunkten nahe zur Quelle ein weiterer Unsicherheitsbeitrag, der experimentell zu ca. max. ±8,0% (Standardunsicherheit) abgeschätzt wurde. Daraus ergibt sich eine gesamte erweitere Messunsicherheit von maximal ca. ±19% (k=2).

Abbildung 10.19: Untersuchtes Gerät PA Clinical Assistant (Fa. Unitech)

10.8.3 Ergebnisse der Immissionsmessungen und Bewertung

Wie bereits in Abschnitt 10.6 bei den RF-Proximity Lesern erwähnt, ist unmittelbar einsichtig, dass Messungen an einem Messpunktraster, wie er zur Beurteilung des Gerätes nach EN 62369-1 heranzuziehen ist, nur auf verschwindend geringe Immissionswerte (<<0.1 A/m) führen. Das Gerät kann somit als a priori konform zu EN 62369-1 angesehen werden.

Messungen der Magnetfeldverteilung in unmittelbarer Nähe zum Gerät wurden mittels der Miniatur-H-Feldsonde (H3DV8, Fa. SPEAG, siehe Kapitel 5.3) in ebenen 5 mm x 5 mm Messraster im Bereich der Antenne in unterschiedlichen Distanzen zum Gerätegehäuse durchgeführt. Abbildung 10.20 fasst die Messergebnisse grafisch zusammen.

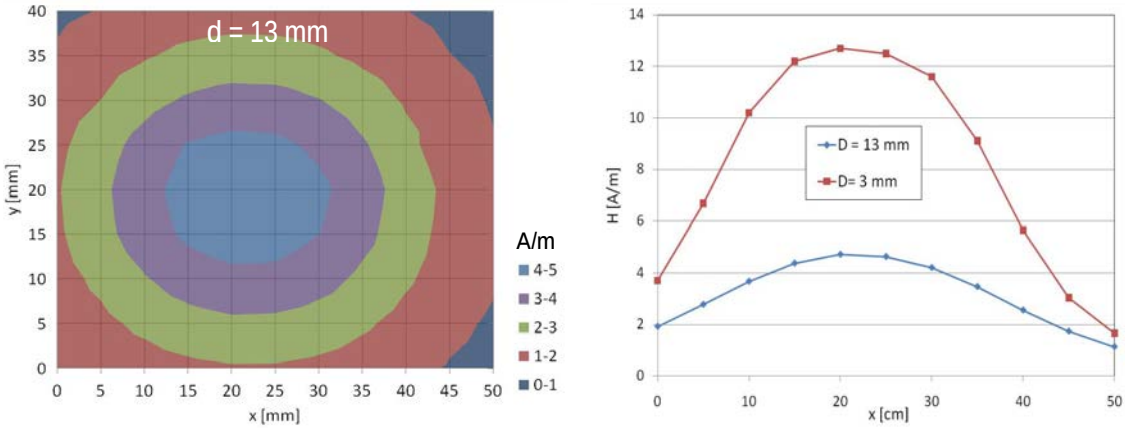


Abbildung 10.20: Verteilung der magnetischen Feldstärke (Effektivwert) in einer Ebene in 13 mm Abstand zum Gerätegehäuse (Rückseite) im Bereich der Antenne (links) und Feldstärkeverlauf durch das Maximum in 4 mm und 13 mm Abstand (rechts)

Die Messergebnisse liegen wieder in dem auf Basis der theoretischen Ausführungen in Abschnitt 10.3 erwarteten Bereich.

Ebenso besitzen die dort ausgeführten theoretischen Überlegungen bezüglich der Größenordnungen der maximal zu erwartenden SAR Gültigkeit. Verwendet man die in Abschnitt 10.3 angeführten Formeln (10.3) und (10.4) um die Größenordnungen der lokal maximal zu erwartenden SAR für einen bei 13,56 MHz arbeitenden RF-Proximity Leser abzuschätzen, ergibt sich in homogenem Muskelgewebe (σ = 0,63 S/m) und unter der Annahme einer homogenen Feldstärke von 12 A/m bei einer kreisförmigen Einkoppelfläche mit Radius r = 15 mm (vgl. Abbildung 10.20) ein Wert von ca. 0,06 W/kg für die lokale (ungemittelte) SAR.

Die maximal messbaren elektrischen Feldstärken in 5 und 15 mm Distanz zur Geräteoberfläche lagen bei weniger als ca. 80 V/m und weniger als ca. 10 V/m und sind im Vergleich zu den magnetischen Immissionen aus strahlenschutztechnischer Sicht daher nur von untergeordneter Bedeutung.

10.9 NFC-Mobiltelefone (13,56 MHz)

Obwohl derzeit nur vereinzelt in Mobiltelefone integriert, ist davon auszugehen, dass die NFC-Technologie in Zukunft zunehmend in mobile Kommunikationsendgeräte, vor allem in Mobiltelefone integriert werden wird. Aus physikalischer Sicht im Hinblick auf RFID kann ein mit NFC-Schnittstelle ausgestattetes Mobiltelefon, wie auch alle anderen NFC-Endgeräte, als mobiles Proximity Lesegerät gesehen werden, wobei die Reichweiten von NFC-Geräten üblicherweise bei weniger als 3 cm liegen. Die Abmessungen (Länge, Breite bzw. Durchmesser) der ins Mobiltelefon integrierten Antenne werden für übliche Mobiltelefone in der Größenordnung zwischen 3 und 10 cm liegen. D.h., die bereits in Abschnitt 10.3 zusammengefassten theoretischen Überlegungen sind auch für derartige Geräte anwendbar. Der einzige praktische Unterschied liegt darin, dass ein NFC-taugliches Mobiltelefon über längere Zeit am Körper getragen bzw. am Kopf gehalten werden kann. Bei aktivierter NFC-Funktion senden solche Mobiltelefone, um den Akku zu schonen, allerdings kein kontinuierliches 13,56 MHz Trägersignal aus, sondern nur ein Polling Signal (kurze Trägerfrequenzpakete in Zeitabständen im unteren Zehntelsekundenbereich). Erst wenn ein anderes NFC-Gerät oder ein ISO 14443 Transponder auf das Polling Signal reagiert wird der 13,56 MHz Träger kontinuierlich hochgeschalten.

Als Vertreter dieser Produktkategorie wurde das NFC-taugliche Mobiltelefon Nokia 6212 NFC Edition messtechnisch untersucht (Abbildung 10.21).

Abbildung 10.21: Untersuchtes NFC-taugliches Mobiltelefon Nokia 6212

10.9.1 Messtechnische Charakterisierung der emittierten Signale

Nach Aktivierung der NFC-Funktion sendet das Gerät ein 13,56 MHz Polling Signal aus (Abbildung 10.22). Im Polling Modus liegt das resultierende Tastverhältnis des emittierten Signals daher bei ca. 0,13.

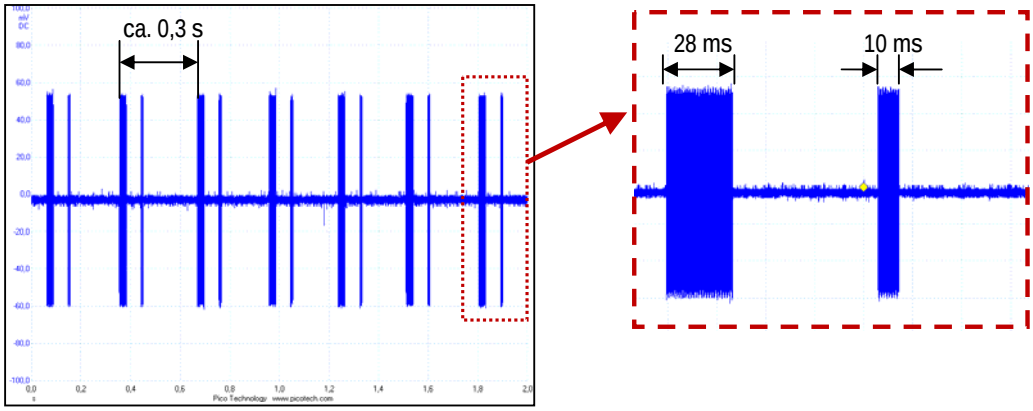


Abbildung 10.22: Polling Signal des Nokia 6212

10.9.2 Messunsicherheit

Die erweiterte Kalibrierunsicherheit (k=2) der verwendeten Messgeräte für die Magnetfeldmessungen (EASY 4 System mit Sonde H3DV8, siehe Kapitel 5.3) liegt bei ±10%. Aufgrund der hohen Feldgradienten nahe zum untersuchten Gerät, ergibt sich durch die Positionierunsicherheit der Miniaturfeldsonde in Bezug auf die Absolutposition zum untersuchten Gerät (± 1 mm), vor allem in Messpunkten nahe zur Quelle ein weiterer Unsicherheitsbeitrag, der experimentell zu ca. max. ±8,0% (Standardunsicherheit) abgeschätzt wurde. Daraus ergibt sich eine gesamte erweitere Messunsicherheit von maximal ca. ±19% (k=2). Für die SAR-Messungen gilt eine gemäß IEC 62209-2 erhobene resultierende Gesamtunsicherheit (k=2) von ±28,0%.

10.9.3 Ergebnisse der Immissionsmessungen und Bewertung

Messungen der Magnetfeldverteilung in unmittelbarer Nähe des Gerätes wurden mittels der Miniatur-H-Feldsonde (H3DV8, Fa. SPEAG, siehe Kapitel 5.3) in ebenen 10 mm x 10 mm Messraster in unterschiedlichen Distanzen zur Gerätevorderseite durchgeführt. Abbildung 10.23 Messergebnisse grafisch zusammen.

Die Messergebnisse zeigen Feldstärken zwischen ca. 0,5 und 2 A/m in 10 mm. Dies steht im Einklang mit der praktischen Erfahrung mit dem Gerät, mit dem das Auslesen von Transpondern nur bei Annäherung von unter 10 mm zuverlässig funktioniert.

Die magnetischen Feldstärken auf der Geräterückseite sind etwa um einen Faktor 2 geringer als auf der Gerätevorderseite. Grund dafür ist die bei diesem Gerät näher zur Gerätevorderseite liegende Antennenspule.

Wie bereits in Abschnitt 10.6 bei den RF-Proximity Lesern erwähnt, ist unmittelbar einsichtig, dass Messungen an einem Messpunktraster, wie er zur Beurteilung des Gerätes nach EN 62369-1 heranzuziehen ist, nur auf verschwindend geringe Immissionswerte (<<0,1 A/m) führen. Das Gerät kann somit als a priori konform zu EN 62369-1 angesehen werden.

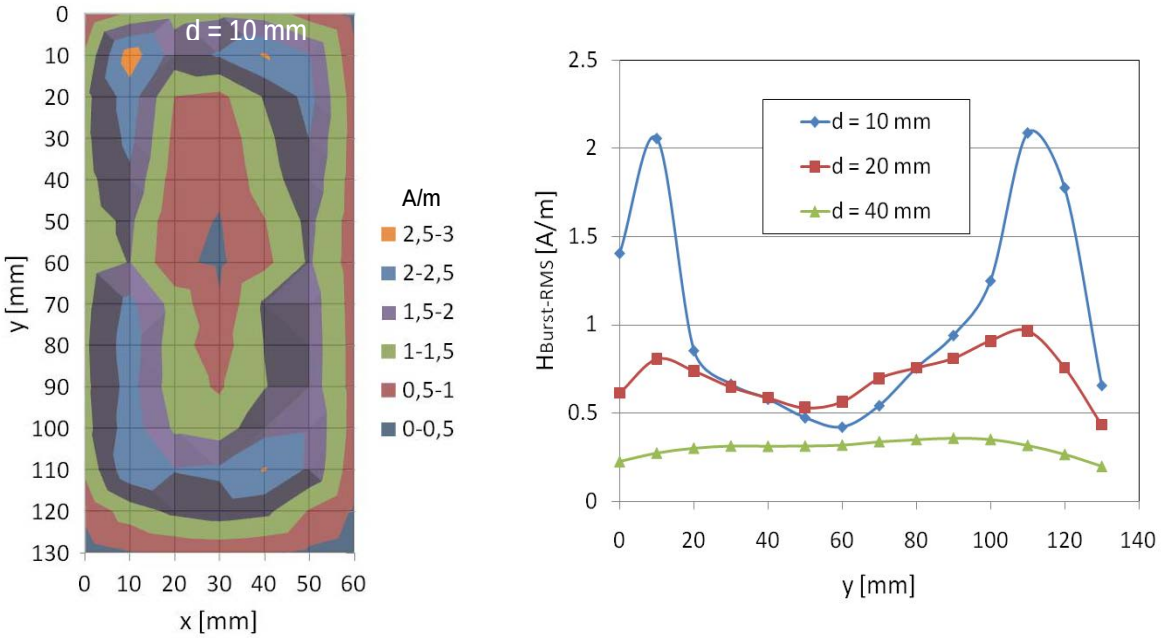


Abbildung 10.23: Verteilung der magnetischen Feldstärke (Burst-Effektivwert) in einer Ebene in 10 mm Abstand zur Gerätevorderseite (links) und Feldstärkeverlauf entlang der Gerätemittelachse in 10 mm, 20 mm und 40 mm Abstand zur Gerätevorderseite (rechts)

Zusätzlich zu den Magnetfeldmessungen wurden SAR-Messungen bei kontinuierlich hochgeschaltetem Trägersignal durchgeführt. Das Mobiltelefon wurde am elliptischen Flachphantom ELI4 (2 mm Wandstärke) mit der Gerätevorderseite das Phantom berührend positioniert und die SAR gemäß der in IEC 62209-2 festgelegten Prozedur gemessen. Die dielektrischen Eigenschaften der Gewebe simulierenden Flüssigkeit waren σ=0,75 S/m εr= 55. Abbildung 10.24 zeigt die Verteilung der gemessenen SAR in einer Ebene 7 mm innerhalb des Phantoms.

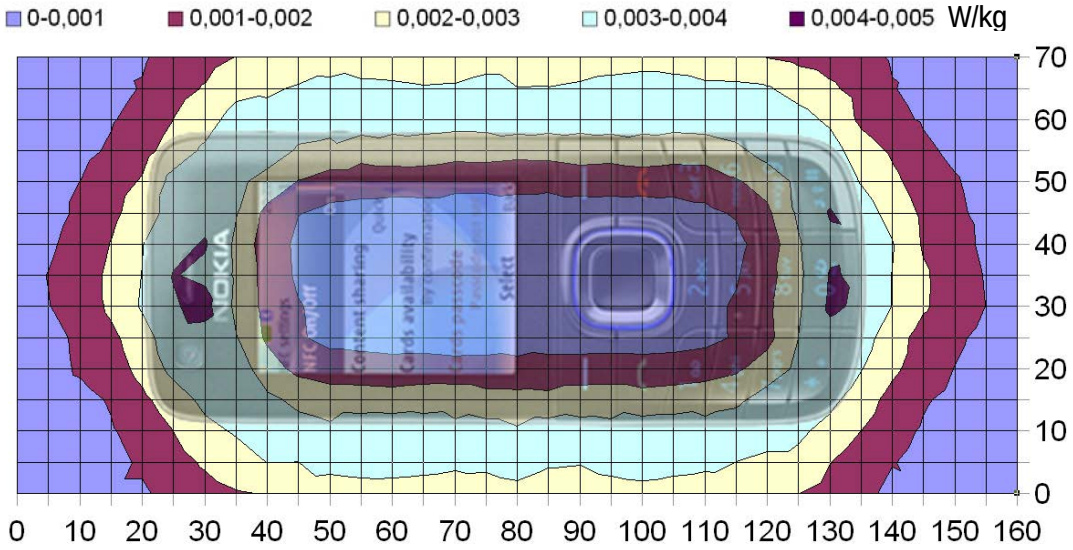


Abbildung 10.24: Gemessene Verteilung der SAR in einem homogenen Flachphantom (Wandstärke 2 mm) bei Berührung der Phantomschale mit der Gerätevorderseite. Messebene 7 mm innerhalb des Phantoms, d.h., 9 mm über der Gerätevorderseite. Dielektrische Eigenschaften der Gewebe simulierenden Flüssigkeit: σ=0,75 S/m εr= 55

Der Maximalwert der lokalen maxSAR10g lag, selbst bei kontinuierlich hochgeschaltetem Trägersignal, bei nicht mehr als 2,5 mW/kg und damit deutlich mehr als 2 Zehnerpotenzen unterhalb des entsprechenden ICNIRP-Basiswertes für die Allgemeinbevölkerung. Auch im Hinblick auf die insgesamt resultierende SAR beim Gebrauch des Mobiltelefons (z.B. NFC-Polling Modus und Mobiltelefongespräch gleichzeitig aktiv) bedeutet dies, dass der SAR Beitrag zufolge NFC gegenüber dem durch die GSM- oder UMTS-Mobilfunkaussendungen verursachten SAR Beitrag im Allgemeinen als vernachlässigbar angesehen werden kann.

10.10 RF-Zutrittskontrollsysteme (Vicinity Coupling, 13,56 MHz)

RF-Zutrittskontrollsysteme mit Vicinity Coupling werden sehr häufig im Zugangsbereich von Veranstaltungsgeländen bzw. Sportstätten (z.B. Skilift) eingesetzt. Reichweiten in der Größenordnung bis zu 80 cm ermöglichen die Zutrittskontrolle ohne die Notwendigkeit die Zutrittskarte explizit zum Lesegerät hinzuhalten. Es genügt, die Zutrittskarte am Körper oder in einer mitgeführten Tasche zu tragen.

Es wurden zwei aktuelle Systeme der Fa. Skidata untersucht. Abbildung 10.25 und Abbildung 10.26 zeigen die beiden untersuchten Systeme *FreeMotion* und *EasyGate*.

10.10.1 Messtechnische Charakterisierung der emittierten Signale

10.10.1.1 Gerät Typ1 (*FeeMotion*)

Es handelt sich dabei um ein aktuelles Produkt der Fa. Skidata, das vom Hersteller für die messtechnischen Untersuchungen im Rahmen dieses Vorhabens zur Verfügung gestellt wurde (Abbildung 10.25).

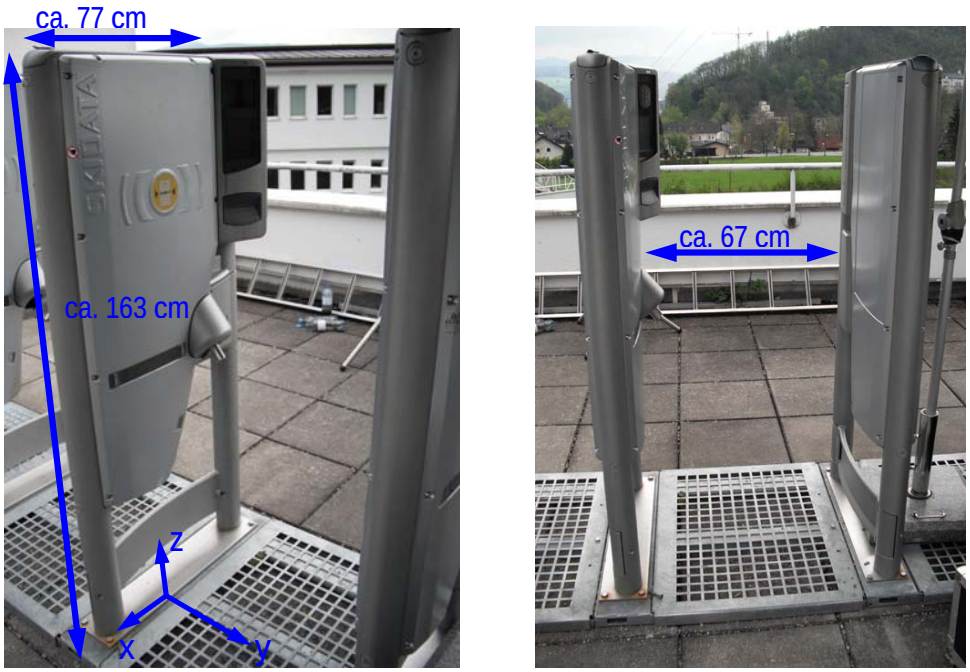


Abbildung 10.25: Untersuchtes RF-Zutrittskontrollsystem Free Motion (Fa. Skidata)

Neben einer großen Rahmenantenne zur Bedienung von 13,56 MHz Vicinity Karten, enthält jede Säule weiters je eine kleine Proximity Antenne für 13,56 MHz und 125 kHz Karten, deren Position am Gerätegehäuse entsprechend markiert ist, um dem Benutzer zu zeigen, wo er Proximity Karten hinhalten soll. Da LF-Proximity Leser bereits in Abschnitt 10.3

behandelt wurden, werden hier nur die Emissionen im Frequenzbereich 13,56 MHz betrachtet. Typischer Weise wird das System mit mehreren Säulen betrieben, wobei jeweils zwei Säulen eine Durchgangsschleuse mit einer Durchgangsbreite von 60-70 cm bilden.

Im Standby Modus (Polling), d.h. während des Wartens auf Karten, bzw. des Suchens nach Karten im Ansprechbereich sendet das Gerät 13,56 MHz Trägerfrequenzpaket-Paare aus, wobei abwechselnd die Vicinity Antenne und die Proximity Antenne angesteuert werden. Das sich daraus ergebende Tastverhältnis liegt bei ca. 0,18.

10.10.1.2 Gerät Typ2 (*EasyGate*)

Aufgrund der Häufigkeit des Einsatzes von RF-Vicinity Systemen zur Zutrittskontrolle wurde ein weiterer Typ dieser Gerätekategorie messtechnisch untersucht. Es handelt sich dabei um das Produkt *Easy Gate* (Fa. Skidata). Dieses Gerät besitzt ausschließlich eine 13,56 MHz Antenne für vicinity coupling.

Im Standby Modus (Polling), d.h. während des Wartens auf Karten, bzw. des Suchens nach Karten im Ansprechbereich sendet das Gerät 13,56 MHz Trägerfrequenzpakete mit einem resultierenden Tastverhältnis von ca. 0,14 aus.

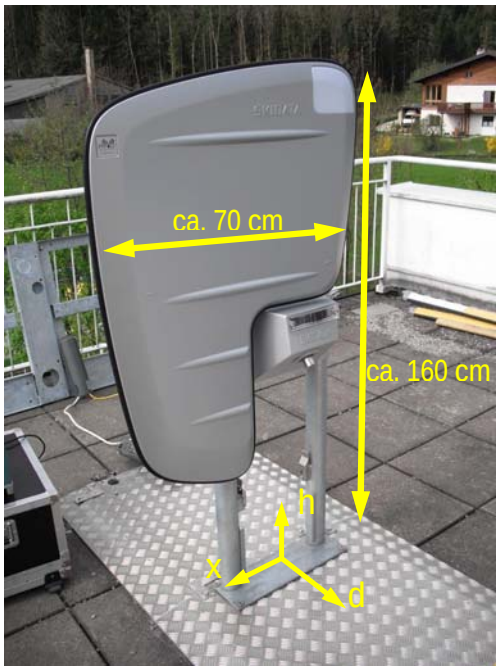


Abbildung 10.26: Untersuchtes RF-Zutrittskontrollsystem Easy Gate (Fa. Skidata)

10.10.2 Messunsicherheit

Die erweiterte Kalibrierunsicherheit (k=2) der verwendeten Messgeräte liegt bei ±15% (EMR300 mit Sonde Typ 12) bzw. ±20% (EMR300 mit Sonde Typ 18). Aufgrund der Feldgradienten nahe zum untersuchten Gerät, ergibt sich durch die Positionierunsicherheit der Feldsonden (manuelle Positionierung: ±1 cm), vor allem in Messpunkten nahe zur Quelle ein weiterer Unsicherheitsbeitrag, der experimentell zu ca. max. ±5% (Standardunsicherheit) abgeschätzt wurde. Daraus ergibt sich eine gesamte erweitere Messunsicherheit von maximal ca. ±22% (k=2).

10.10.3 Messergebnisse

10.10.3.1 Gerät Typ1 (*FreeMotion*)

Für die Immissionsmessungen zum Vergleich mit den Referenzwerten wurde ein Messpunktgitter entsprechend Abbildung 5.5 für zwei am Boden montierte Antennen verwendet.

Abbildung 10.27 zeigt die Feldverteilung der magnetischen Feldstärke (Gesamt-Effektivwerte, verursacht durch Proximity und Vicinity Antenne) H_{RMS} in Vertikalebenen in 10 cm und 20 cm Distanz zur Antenne. In 10 cm Entfernung liegt der gemessene lokale Maximalwert bei 0,47 A/m, in 20 cm Entfernung bei 0,19 A/m.

Abbildung 10.28 veranschaulicht den Verlauf der magnetischen Feldstärke (Effektivwerte) H_{RMS} bei Entfernung von der Antenne entlang Normalachsen zur Antenne in unterschiedlichen Höhen z. Die Distanz y=60 cm (gemessen von der Oberfläche, d.h., Antennenabdeckung der linken Säule) entspricht einem Abstand von ca. 7 cm zur Oberfläche der rechten Säule (vgl. Abbildung 10.25).

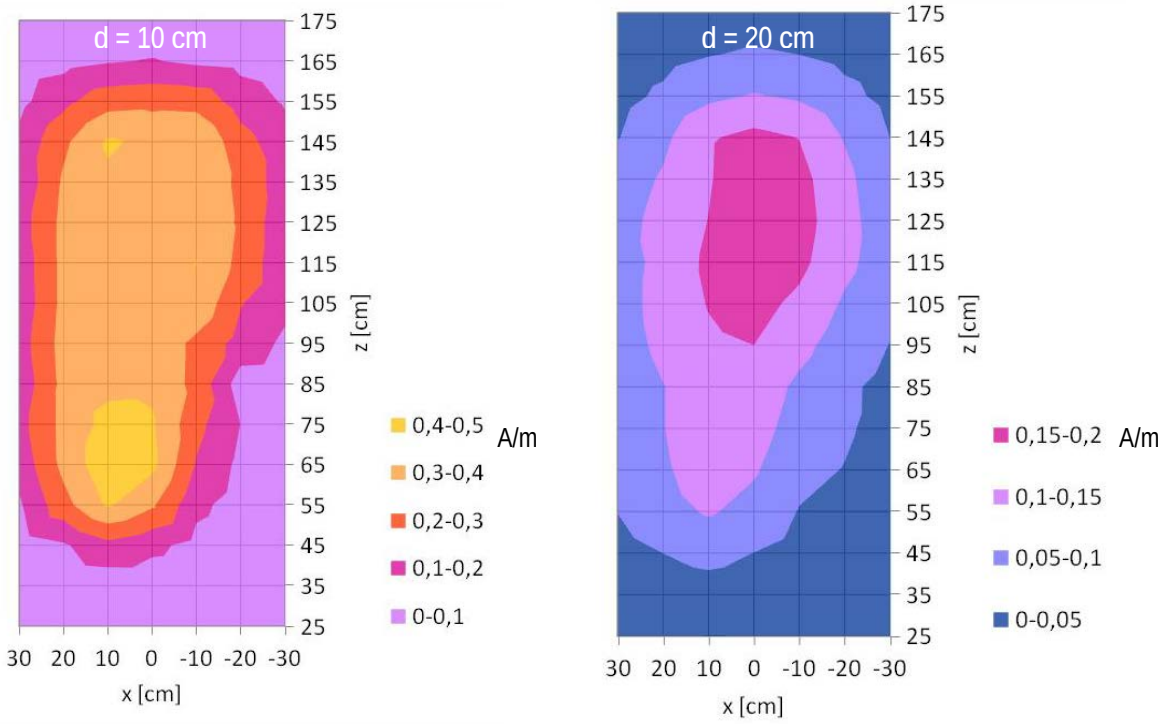


Abbildung 10.27: Verteilung der magnetischen Feldstärke (Effektivwerte) in vertikalen Parallelebenen zur Antenne des untersuchten Systems *FreeMotion* in 10 cm (links) und 20 cm (rechts) Distanz.

Die Effektivwerte der elektrischen Feldstärke lagen bereits in 20 cm Entfernung bei weniger als 20 V/m, in 35 cm Entfernung weniger als 5 V/m und sind daher aus strahlenschutztechnischer Sicht im Vergleich zu den magnetischen Immissionen deutlich weniger relevant (Referenzwert für Allgemeinbevölkerung nach ICNIRP 1998: 28 V/m).

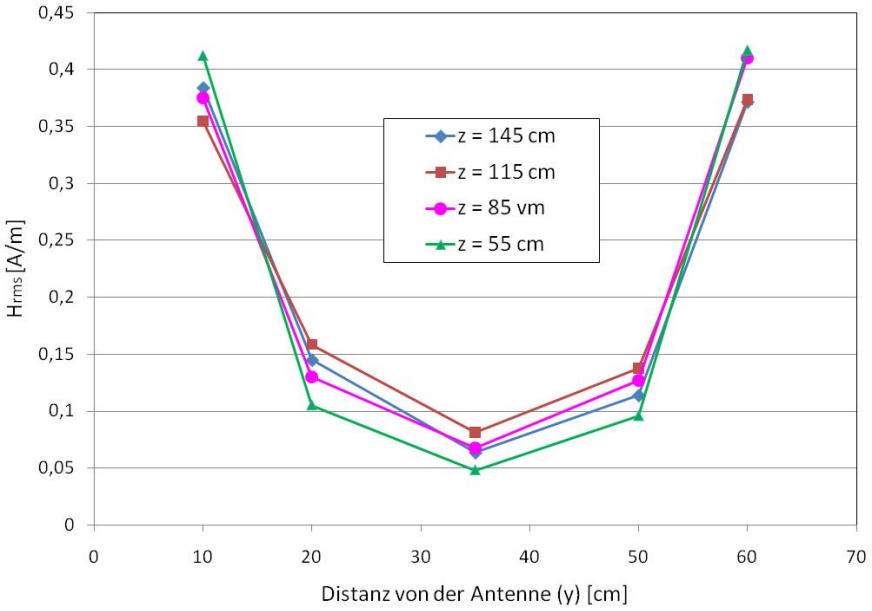


Abbildung 10.28: Verlauf der magnetischen Feldstärke (Effektivwerte) bei Entfernung von der Antenne des Systems *FreeMotion* entlang horizontaler Achsen in unterschiedlichen Höhen (z) bei x=10 cm

10.10.3.2 Gerät Typ2 (*EasyGate*)

Für die Immissionsmessungen zum Vergleich mit den Referenzwerten wurde wieder ein Messpunktgitter entsprechend Abbildung 5.5 für eine am Boden montierte Antenne verwendet.

Abbildung 10.29 zeigt die Feldverteilung der magnetischen Feldstärke Effektivwerte, H_{RMS} in Vertikalebenen in 10 cm und 20 cm Distanz zur Antenne. In 10 cm Entfernung liegt der gemessene lokale Maximalwert bei ca. 0,06 A/m, in 20 cm Entfernung bei 0,025 A/m.

Abbildung 10.30 veranschaulicht den Verlauf der magnetischen Feldstärke (Effektivwerte) H_{RMS} bei Entfernung von der Antenne entlang Normalachsen zur Antenne in unterschiedlichen Höhen h.

Der maximale Spitzenwerte H_{PEAK} der magnetischen Feldstärke in 10 cm Entfernung zur Antenne lag bei ca. 0,23 A/m.

Die Effektivwerte der elektrischen Feldstärke lagen bereits in 10 cm Entfernung bei weniger als 8 V/m, in 20 cm Entfernung weniger als 2.5 V/m und sind daher aus strahlenschutztechnischer Sicht im Vergleich zu den magnetischen Immissionen deutlich weniger relevant (Referenzwert für Allgemeinbevölkerung nach ICNIRP 1998: 28 V/m).

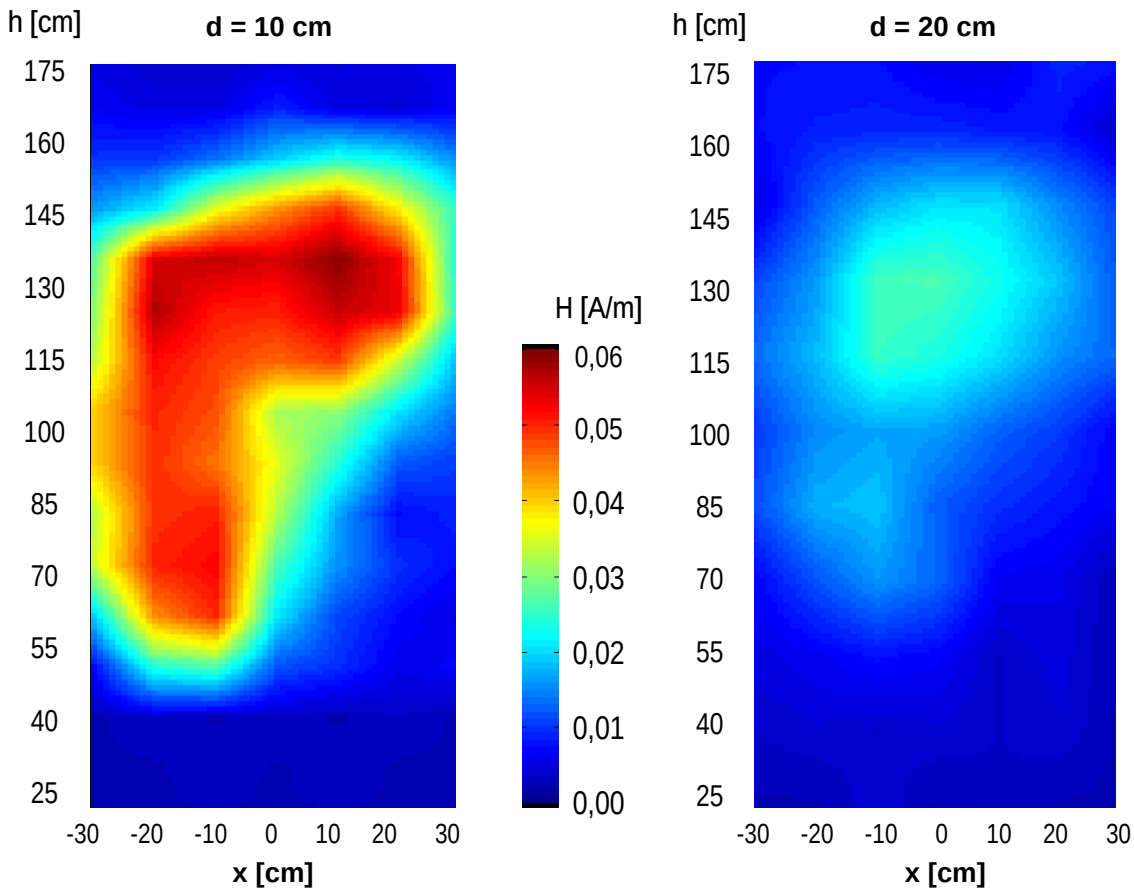


Abbildung 10.29: Verteilung der magnetischen Feldstärke (Effektivwerte) in vertikalen Parallelebenen zur Antenne des Systems *EasyGate* in 10 cm (links) und 20 cm (rechts) Distanz.

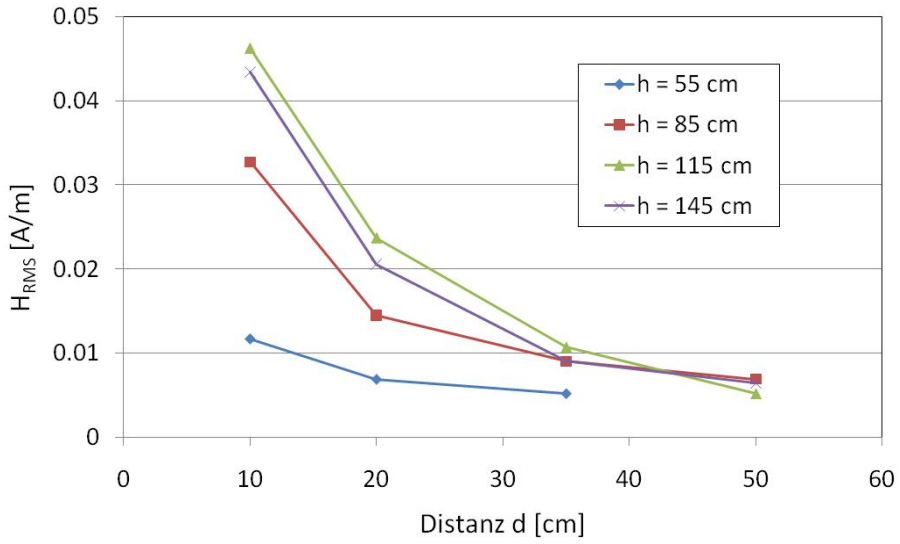


Abbildung 10.30: Verlauf der magnetischen Feldstärke (Effektivwerte) bei Entfernung von der Antenne entlang horizontaler Achsen in unterschiedlichen Höhen (h) bei x= 0 cm

10.10.4 Bewertung der Messergebnisse

10.10.4.1 Gerät Typ1 (*FreeMotion*)

Aus den in Abbildung 10.28 dargestellten Messergebnissen in der Ebene bei x =10 cm, ist zunächst erkennbar, dass mit Ausnahme eines schmalen Bereichs in der Mitte des Durchgangs, der anzuwendende Referenzwert für den Effektivwert der magnetischen Feldstärke für die Allgemeinbevölkerung nach ICNIRP 1998 (0,073 A/m) überschritten wird, was auch nach quadratischer räumlicher Mittelung der Messwerte über das gemäß EN 62369-1 für zwei am Boden montierte Antennen zu verwendende Raster noch zu einem Mittelwert der magnetischen Feldstärke $H_{RMS,mittel}$ von 0,112 A/m führt. Unter der theoretischen Annahme eines Daueraufenthaltes einer Person für mindestens 6 Minuten, würde dies ebenfalls noch oberhalb des oben genannten Referenzwertes liegen. Eine endgültige Bewertung der Exposition musste daher auf der Grundlage der Basiswerte (SAR) erfolgen (siehe Kapitel 10.10.5 bis 10.10.8).

Der maximale Spitzenwerte H_{PEAK} der magnetischen Feldstärke in 10 cm Entfernung zur Antenne lag bei ca. 1,98 A/m und damit unterhalb des Referenzwertes für den Spitzenwert der magnetischen Feldstärke für die Allgemeinbevölkerung nach ICNIRP 1998 (2,34 A/m).

10.10.4.2 Gerät Typ2 (*EasyGate*)

Aus den dargestellten Messergebnissen ist erkennbar, dass bei diesem Gerät der anzuwendende Referenzwert für den Effektivwert der magnetischen Feldstärke für die Allgemeinbevölkerung nach ICNIRP 1998 (0,073 A/m) bereits in einer Distanz von 10 cm zur Antenne unterschritten wird.

Bei quadratischer räumlicher Mittelung der Messwerte über das gemäß EN 62369-1 für zwei am Boden montierte Antennen zu verwendende Raster ergibt sich ein Mittelwert der magnetischen Feldstärke $H_{RMS,mittel}$ von 0,0125 A/m.

Der maximale Spitzenwerte H_{PEAK} der magnetischen Feldstärke in 10 cm Entfernung zur Antenne lag bei ca. 0,23 A/m und damit unterhalb des Referenzwertes für den Spitzenwert der magnetischen Feldstärke für die Allgemeinbevölkerung nach ICNIRP 1998 (2,34 A/m).

10.10.5 Validierung des numerischen Quellenmodells (*FreeMotion*)

Auf Basis von detaillierten Messungen der Feldverteilung in unterschiedlichen Entfernungen zur Oberfläche der Antenne wurde ein numerisches Quellenmodell für die Antenne des Zutrittkontrollsystems erstellt. Abbildung 10.31 zeigt Vergleiche der gemessenen Feldverteilung und der mit dem numerischen Quellenmodell erzielten Feldverteilung in zwei Vertikalebenen in 10 cm und 20 cm Parallelabstand zur Antenne.

Abbildung 10.32 bis Abbildung 10.33 zeigen Vergleiche der magnetischen Flussdichte entlang unterschiedlicher Achsen im Raumbereich von 10 cm bis 35 cm vor der Antenne.

Die gezeigten Vergleiche der mit dem numerischen Quellenmodell erzielten Simulationsergebnisse mit den Messergebnissen zeigen ausgezeichnete Übereinstimmung im interessierenden Feldbereich mit Abweichungen von weniger als ca. 15%.

10.10.6 Betrachtete Expositionsszenarien

Im Hinblick auf Nutzungsszenarien mit ausgeprägter lokaler Exposition, kann jene gesehen werden, bei der die Hand (mit der Zutrittskarte) bzw. der Unterarm nahe an die Antenne geführt wird[1]. Dabei können Abstände zwischen Hand bzw. Unterarm und Antenne im

[1] In der Praxis sind auch Szenarien mit Schleusen bestehend aus zwei Antennen möglich. Im Hinblick auf die lokale Exposition des Armes, wie hier betrachtet ist naturgemäß jedoch nur die nächstgelegene Antenne relevant.

Extremfall im Bereich von nur wenigen Zentimetern liegen (bei Berührung der Antennenabdeckung). Als Expositionsszenarien wurden daher vorwiegend solche Situationen betrachtet (Abbildung 10.34). Als Körpermodelle wurden sowohl das männliche und das weibliche Erwachsenenmodell aus der Virtual Family („Duke“ und „Ella“), als auch das Modell des 15 jährigen Jungen („Luis“) aus dem Virtual Classroom. Das Modell des 15 jährigen Jungen erlaubte auch die Betrachtung der Situation mit abgewinkeltem Unterarm.

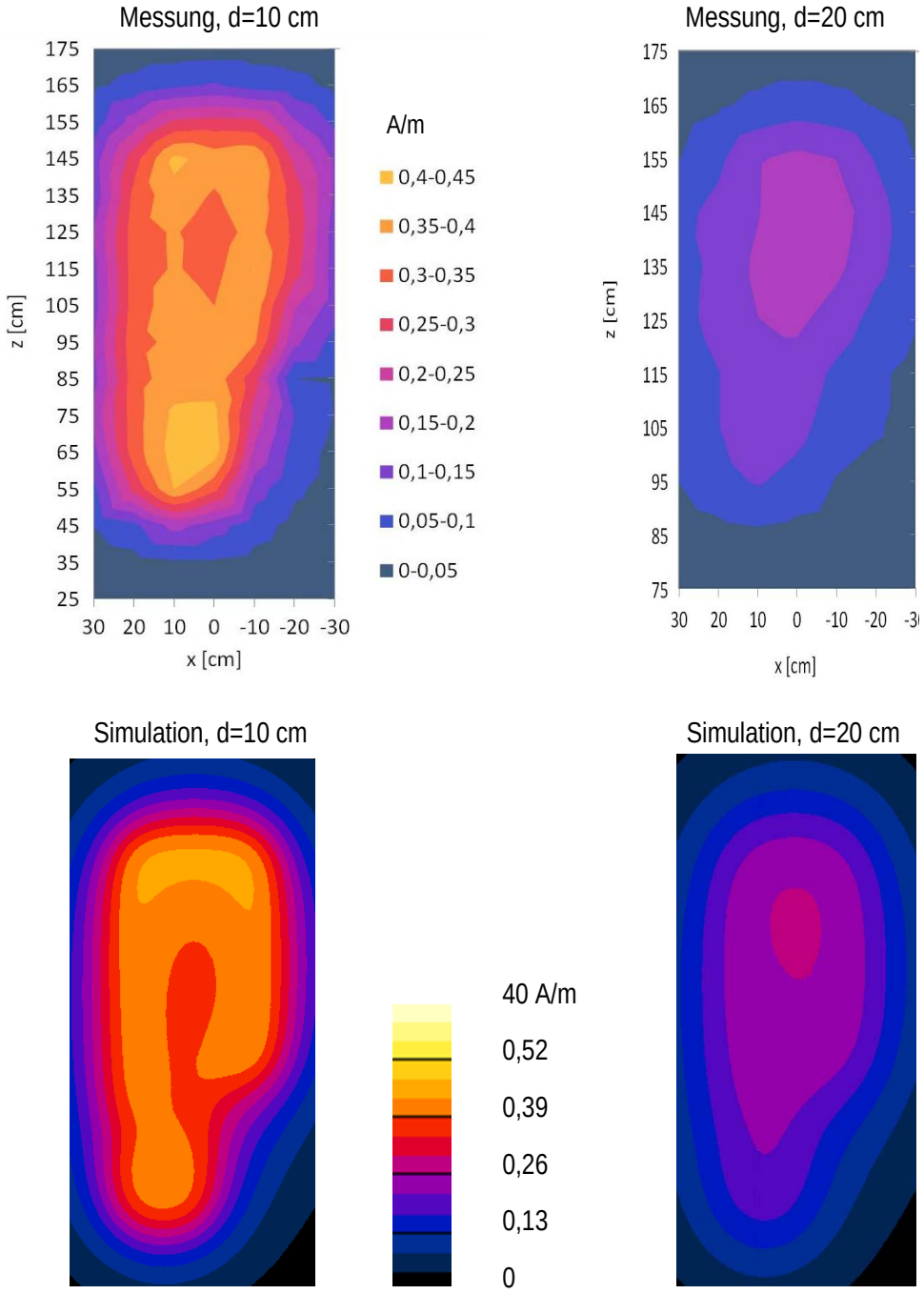


Abbildung 10.31: Vergleich von Messung (oben) und Simulation (unten) anhand der Feldverteilung (Effektivwerte) der magnetischen Flussdichte in zwei Vertikalebenen in Parallelabständen von 10 cm (links) und 20 cm (rechts) zur Antenne des RF-Zutrittskontrollsystems *FreeMotion*.

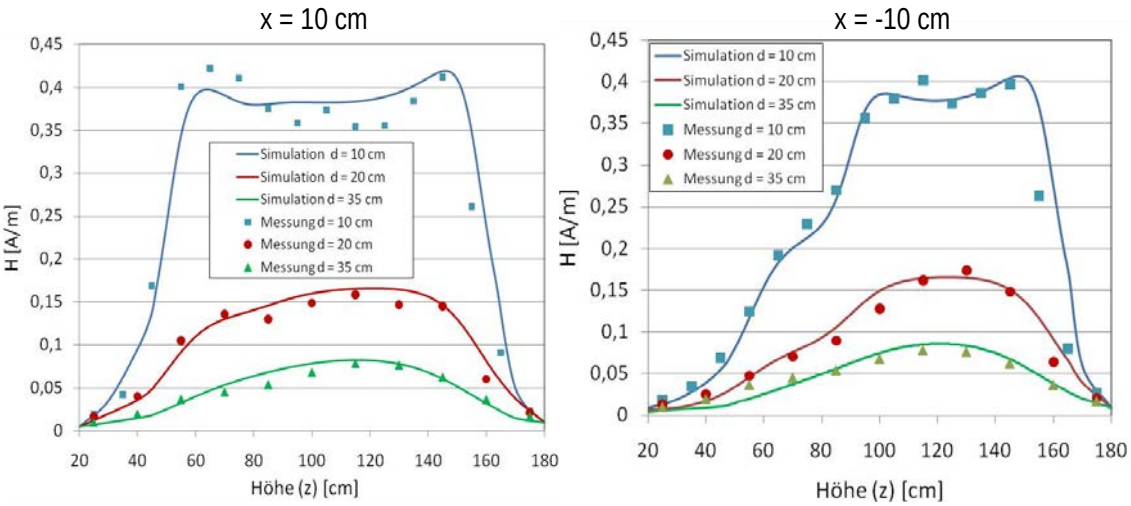


Abbildung 10.32: Vergleich der Feldverlaufs (Effektivwerte) zwischen Messung und Simulation entlang vertikaler Achsen bei x = 10 cm (links) und x = -10 cm (rechts) in unterschiedlichen Abständen zur Antenne des RF-Zutrittskontrollsystems *FreeMotion*.

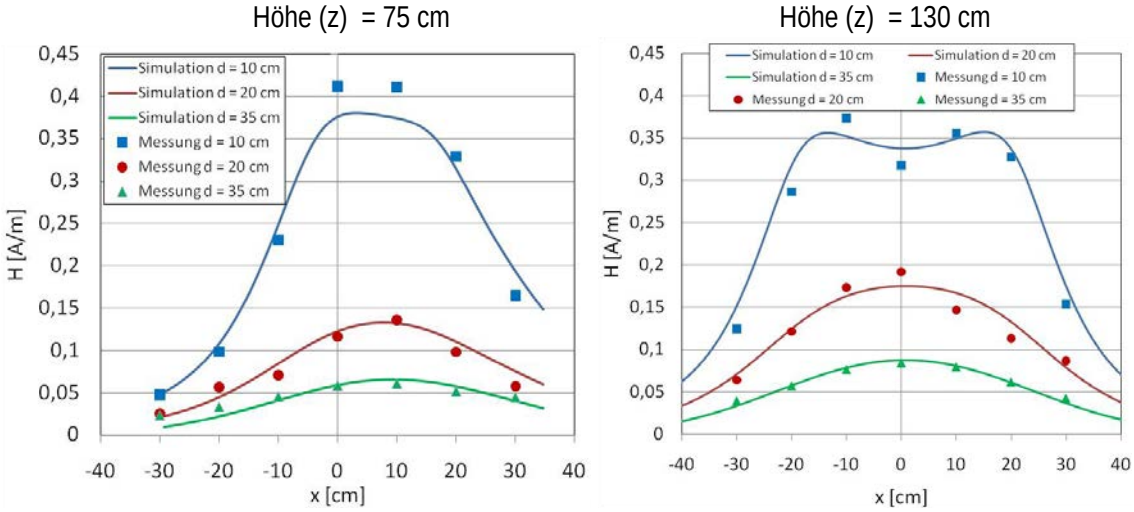


Abbildung 10.33: Vergleich der Feldverlaufs (Effektivwerte) zwischen Messung und Simulation entlang horizontaler Achsen in Höhen (z) = 75 cm (links) und 130 cm (rechts) in unterschiedlichen Abständen zur Antenne des RF-Zutrittskontrollsystems *FreeMotion*.

Der minimale Abstand zwischen Armoberfläche des Körpermodell und der Antennenebene liegt dabei im Bereich zwischen ca. 3 und 5 cm und entspricht einem Berühren der Antennenabdeckung. Die angegebene Distanz von d=10 cm entspricht dem Abstand zwischen Achsel und Antennenabdeckung, gemäß der Distanzdefinition in EN62369-1.

Zusätzlich (Abbildung 10.35) erfolgten auch Berechnungen für eine erwachsene Person zwischen 2 Antennen, mit jeweils ca. 15 cm seitlichem Abstand zur Antennenabdeckung („Duke, lateral, 2 Antennen“), sowie bei ungünstiger Ausrichtung des Körpers (parallel zur Antennenebene) mit einem Erwachsenenmodell („Duke, dorsal, d=5 cm“ und einem Kindermodell („Roberta, frontal, d=5 cm).

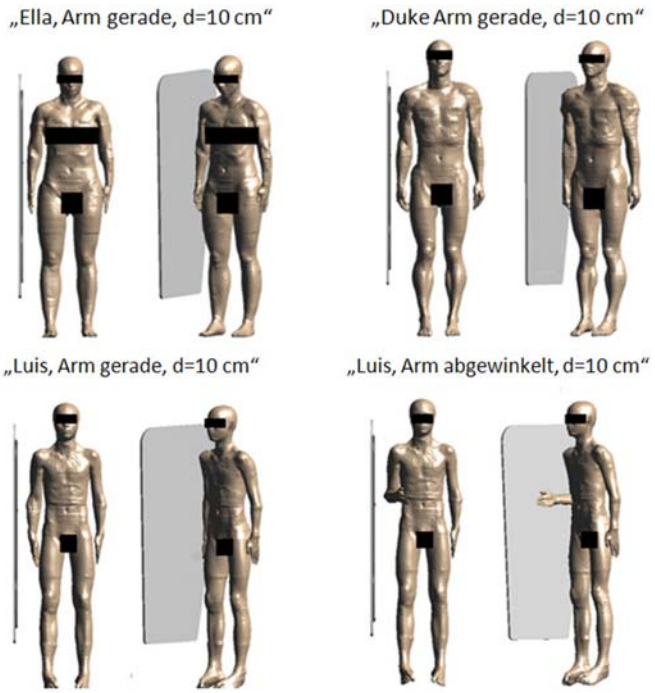


Abbildung 10.34: Betrachtete Expositionsszenarien mit dem RF-Zutrittskontrollsystem *FreeMotion* mit stark lokaler Exposition des Armes

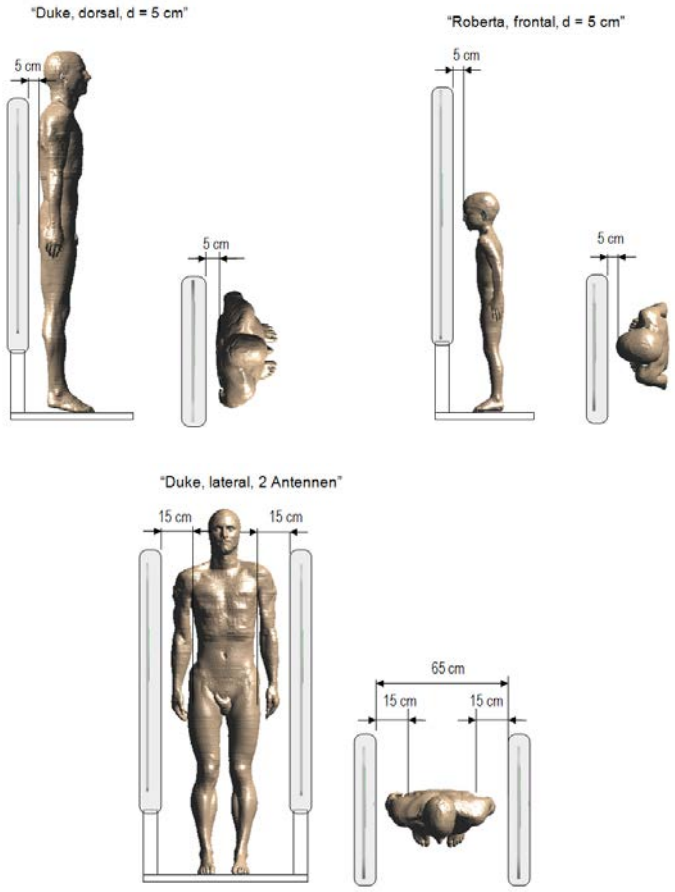


Abbildung 10.35: Betrachtete Ganzkörper-Expositionsszenarien mit dem RF-Zutrittskontrollsystem *FreeMotion*

10.10.7 Berechnungsergebnisse

Abbildung 10.36 zeigt grafisch die Verteilung der ungemittelten SAR für jedes der betrachteten Szenarios in jeweils zwei Vertikalschnitten durch das SAR-Maximum.

Tabelle 10.3 fasst die Berechnungsergebnisse in Form der maximalen über 10g gemittelten SAR (maxSAR10g) zusammen.

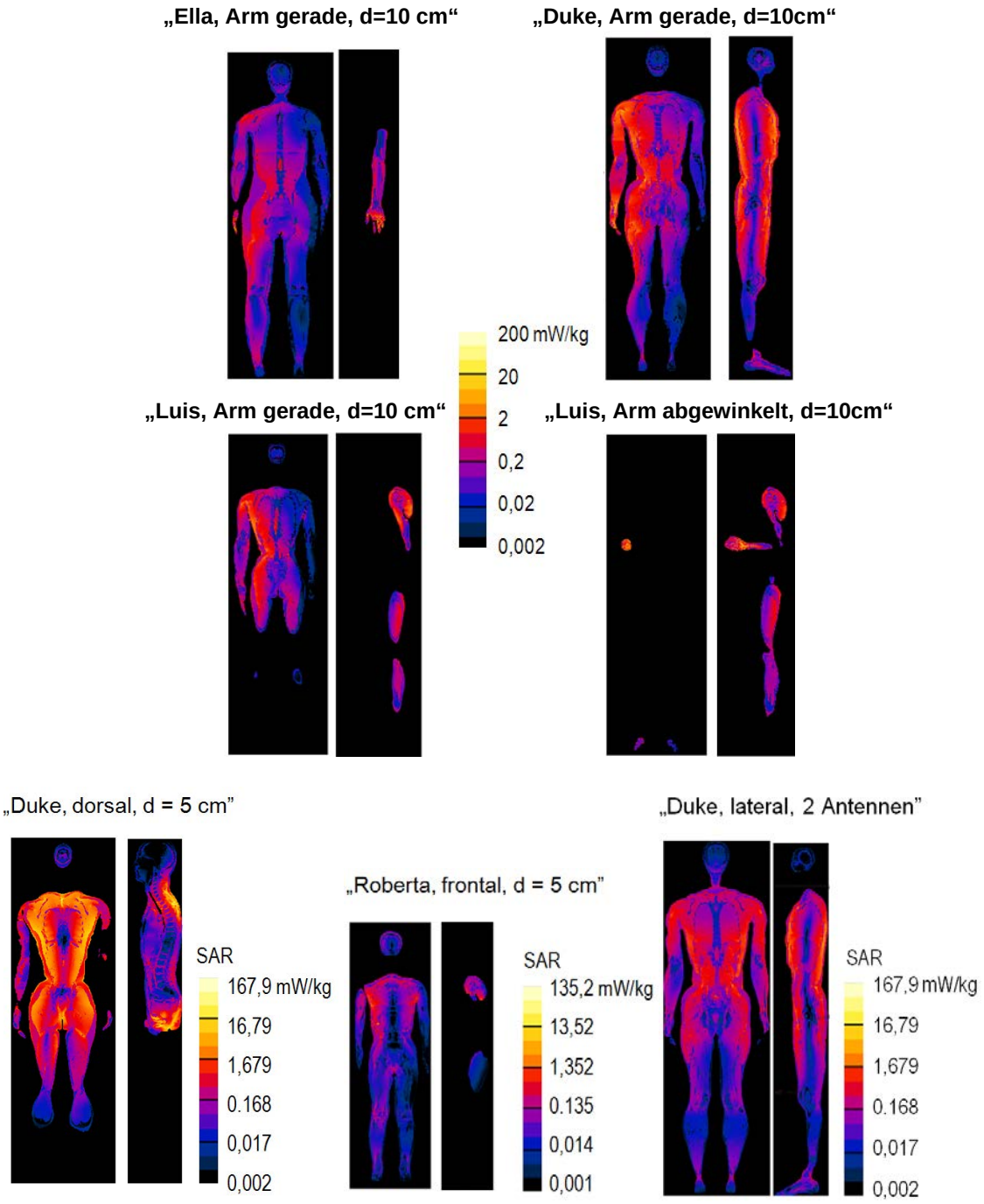


Abbildung 10.36: Verteilung der (ungemittelten) vom Zutrittskontrollsystem in den untersuchten Expositionsszenarien verursachte SAR in Vertikalschnitten durch das SAR-Maximum

Skidata Free Motion (f = 13,56 MHz)	max. SAR_{10g} [mW/kg]	Ganzkörper-SAR [mW/kg]
Basiswert ICNIRP 1998, Allgemeinbevölkerung	*2000*	*80*
Basiswert ICNIRP 1998, berufliche Exposition	*10000*	*400*
Szenario		
„Ella, Arm gerade, d=10 cm“	2,04	0,15
„Duke, Arm gerade, d=10 cm“	1,83	0,16
„Luis, Arm gerade, d=10 cm“	2,15	0,14
„Luis, Arm abgewinkelt, d=10 cm“	2,79	0,14
„Duke, dorsal, 5 cm“	7,32	0,49
„Roberta, frontal, 5 cm“	1,02	0,08
„Duke, lateral, 2 Antennen“	2,05	0,21

Tabelle 10.3: Maximale über 10g Gewebe gemittelte SAR und Ganzkörper-SAR in den numerisch untersuchten Szenarien

10.10.8 Unsicherheit der Berechnungsergebnisse

Eine Analyse der numerischen Unsicherheiten zufolge limitierter räumlicher Auflösung und Variabilität der dielektrischen Gewebeeigenschaften wurde durch zusätzliche Simulationen mit besserer Auflösung des Rechengitters (bis 0,5 mm anstatt 1,0 mm) und Variation der dielektrischen Gewebeeigenschaften um ±20% durchgeführt und führte bezüglich der max.SAR_{10g} auf Unsicherheitswerte von maximal ±6% (räumliche Auflösung) und ±13% (dielektrische Gewebeeigenschaften). Die zu erwartenden numerische Unsicherheiten des Rechenalgorithmus liegen deutlich unter 3% und können daher vernachlässigt werden. Die Validierung des numerischen Quellenmodells zeigt im relevanten Feldbereich punktuell Abweichungen von ca. ±10% bezüglich der magnetischen Feldstärke (vgl. Abbildung 10.31 bis Abbildung 10.33), im Hinblick auf das quadrierte Integral der magnetischen Feldstärke (relevant für SAR) liegen diese Abweichungen jedoch unter ±7%. Berücksichtigt man schließlich eine Standard-Unsicherheit der Validierungsmessungen von ±11% bezüglich der magnetischen Flussdichte (d.h., ±22% für die SAR), so ergibt sich für die Berechnungsergebnisse unter der Annahme statistischer Unabhängigkeit der genannten Unsicherheitsbeiträge, eine Standard-Gesamtunsicherheit von ca. ±27% bezüglich der max.SAR_{10g}.

10.10.9 Gesamtbewertung von Mess- und Berechnungsergebnissen

Die Berechnungsergebnisse zeigen deutlich, dass die vom untersuchten Gerät verursachte SAR in allen analysierten Expositionssituationen deutlich unterhalb der Basiswerte für die Allgemeinbevölkerung nach ICNIRP 1998 liegt, obwohl die Immissionswerte, auch bei räumlicher Mittelung über das gemäß EN 62369-1 zu verwendende Messpunktgitter, teilweise deutlich oberhalb der Referenzwerte liegen.

Für das betrachtete System kann demnach eine Exposition oberhalb der Basiswerte nach ICNIRP 1998 ausgeschlossen werden, selbst bei Daueraufenthalt unmittelbar nahe der Antennenabdeckung.

Allgemein kann aus den Mess- und Berechnungsergebnissen geschlossen werden, dass bei magnetisch gekoppelten 13,56 MHz RFID-Systemen mit Vicinity Coupling (dominant magnetische Exposition im reaktiven Nahfeld der Antenne) offensichtlich eine Bewertung auf Basis der Referenzwerte sehr konservativ ist. Dies ist mit der Tatsache erklärbar, dass die Referenzwerte in diesem Frequenzbereich unter Annahme homogener Befeldung unter Fernfeldbedingungen abgeleitet wurden.

10.11 RF-Vicinity Lesegerät für Bibliotheken

Vinicity coupling Systeme mit einer Arbeitsfrequenz von 13,56 MHz werden zunehmend auch in Bibliotheken eingesetzt. Während die Bibliotheksbesucher mittels (proximity coupling-) Tischlesegeräten Ausleihe und Rückgabe selbständig durchführen können, wird mittels vicinity coupling Lesegeräten am Ein- bzw.- Ausgang der Bibliothek überwacht, um Diebstahl vorzubeugen. Das untersuchte Gerät der Firma Nedap ist ein, speziell für diesem Zweck entwickeltes Lesegerät mit einer 192 cm x 45 cm großen Antenne (Abbildung 10.37). In der Praxis werden diese Antennen entweder einzeln oder als Schleusen mit ca. 110 cm Durchgangsbreite eigesetzt.

10.11.1 Messtechnische Charakterisierung der emittierten Signale

Das Gerät sendet ein 13,56 MHz Trägersignal mit teilweisen Austastungen aus (Abbildung 10.38). Das Verhältnis von Spitzenwert zu Effektivwert beträgt ca. 1,6.

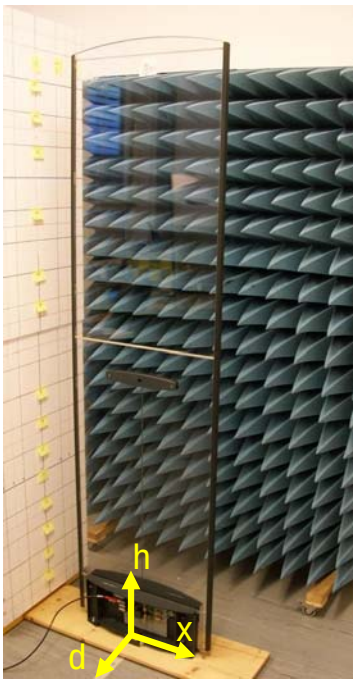


Abbildung 10.37: Untersuchtes RF-System für Bibliotheken (Fa. Nedap)

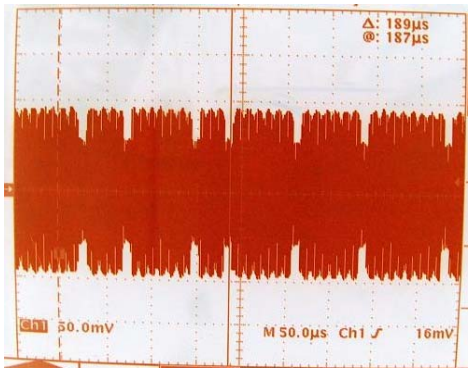


Abbildung 10.38: Emittiertes Signal im Zeitbereich

10.11.2 Messunsicherheit

Die erweiterte Kalibrierunsicherheit (k=2) der verwendeten Messgeräte liegt bei ±15% (EMR300 mit Sonde Typ 12) bzw. ±20% (EMR300 mit Sonde Typ 18). Aufgrund der Feldgradienten nahe zum untersuchten Gerät, ergibt sich durch die Positionierunsicherheit der Feldsonden (manuelle Positionierung: ±1 cm), vor allem in Messpunkten nahe zur Quelle ein weiterer Unsicherheitsbeitrag, der experimentell zu ca. max. ±5% (Standardunsicherheit) abgeschätzt wurde. Daraus ergibt sich eine gesamte erweitere Messunsicherheit von maximal ca. ±22% (k=2).

10.11.3 Ergebnisse der Immissionsmessungen

Für die Immissionsmessungen zum Vergleich mit den Referenzwerten wurde ein Messpunktgitter entsprechend Abbildung 5.5 für zwei am Boden montierte Antennen verwendet.

Abbildung 10.39 zeigt die Feldverteilung der magnetischen Feldstärke (Effektivwerte H_{RMS}) in Vertikalebenen in 10 cm und 20 cm Distanz zur Antenne. In 10 cm Entfernung liegt der gemessene lokale Maximalwert bei 0,84 A/m (am Rand nahe zum Antennenleiter), in 20 cm Entfernung bei 0,43 A/m.

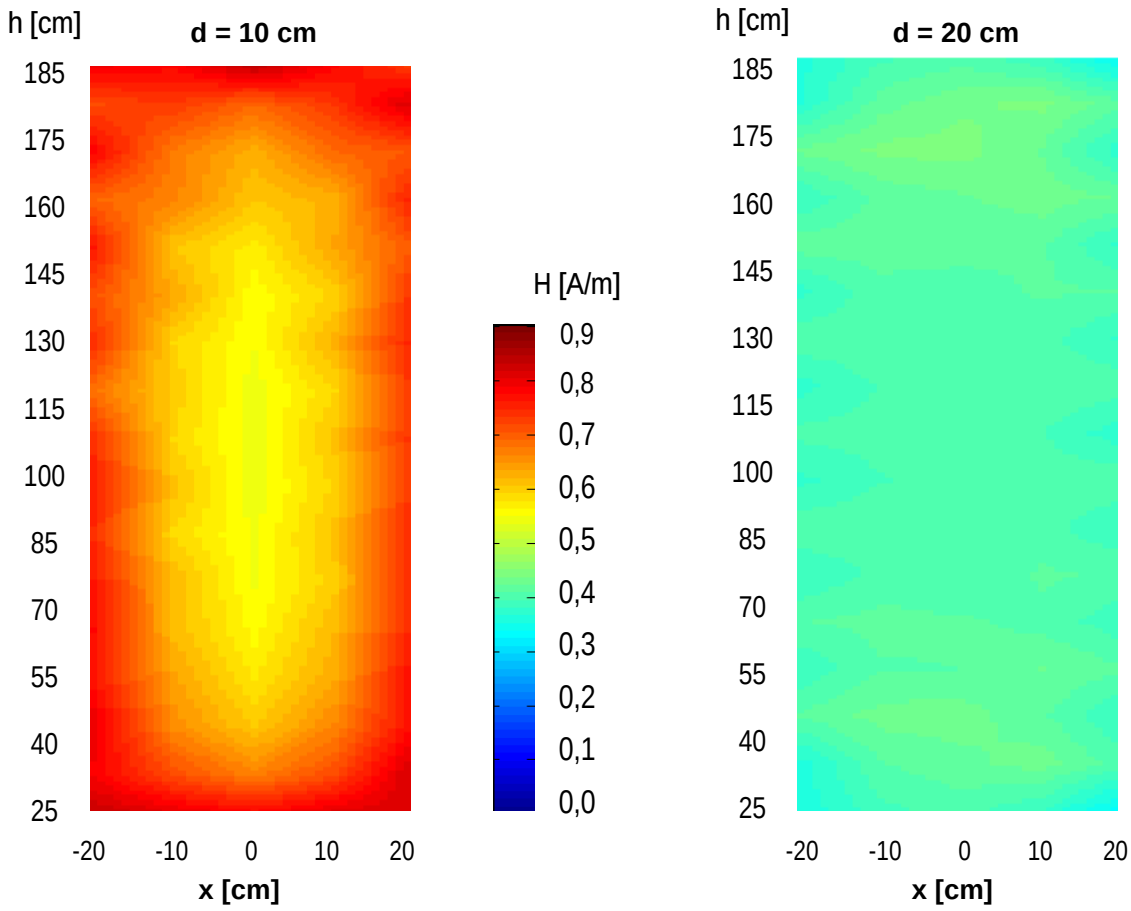


Abbildung 10.39: Verteilung der magnetischen Feldstärke (Effektivwerte) in vertikalen Parallelebenen zur Antenne in 10 cm (links) und 20 cm (rechts) Distanz.

Abbildung 10.40 veranschaulicht den Verlauf der magnetischen Feldstärke (Effektivwerte) H_{RMS} bei Entfernung von der Antenne entlang Normalachsen zur Antenne in unterschiedlichen Höhen h.

Die Effektivwerte der elektrischen Feldstärke lagen bereits in 20 cm Entfernung bei weniger als 18 V/m, in 35 cm Entfernung weniger als 9 V/m und sind daher aus strahlenschutztechnischer Sicht im Vergleich zu den magnetischen Immissionen deutlich weniger relevant (Referenzwert für Allgemeinbevölkerung nach ICNIRP 1998: 28 V/m).

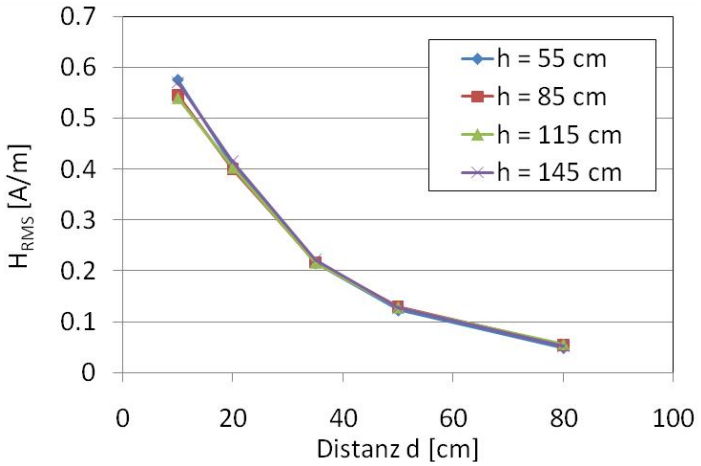


Abbildung 10.40: Verlauf der magnetischen Feldstärke (Effektivwerte) bei Entfernung von der Antenne entlang horizontaler Achsen in unterschiedlichen Höhen (h) bei x = 0 cm

10.11.4 Bewertung der Messergebnisse

Aus den Messergebnissen ist erkennbar, dass der anzuwendende Referenzwert für den Effektivwert der magnetischen Feldstärke für die Allgemeinbevölkerung nach ICNIRP 1998 (0,073 A/m) auch noch in ca. 70 cm Distanz zur Antenne überschritten wird. Überschreitungen des Referenzwertes für berufliche Exposition (0,16 A/m) treten noch bis in ca. 40 cm Distanz zur Antenne auf.

Bei quadratischer räumlicher Mittelung der Messwerte über das gemäß EN 62369-1 für eine am Boden montierte Antenne zu verwendende Raster ergibt sich ein Mittelwert der magnetischen Feldstärke $H_{RMS,mittel}$ von 0,264 A/m, was ebenfalls oberhalb der genannten Referenzwerte für die Allgemeinbevölkerung und beruflicher Exposition nach ICNIRP 1998 liegt.

Eine endgültige Bewertung der kann daher nur auf Basis detaillierter numerischer Berechnungen erfolgen

10.11.5 Validierung des numerischen Quellenmodells

Auf Basis von detaillierten Messungen der Feldverteilung in unterschiedlichen Entfernungen zur Oberfläche der Antenne wurde ein numerisches Quellenmodell für die im vorangegangenen Abschnitt beschriebene Antenne erstellt.

Abbildung 10.41 zeigt Vergleiche der gemessenen Feldverteilung und der mit dem numerischen Quellenmodell erzielten Feldverteilung in zwei Vertikalebenen in 10 cm und 20 cm Parallelabstand zur Antenne.

Abbildung 10.42 zeigt einen Vergleich der magnetischen Feldstärke entlang unterschiedlicher Achsen im Raumbereich von 10 cm bis 35 cm vor der Antenne.

Die Vergleiche der mit dem numerischen Quellenmodell erzielten Simulationsergebnisse mit den Messergebnissen zeigen ausgezeichnete Übereinstimmung im interessierenden Feldbereich mit lokalen Abweichungen von weniger als ca. 12%.

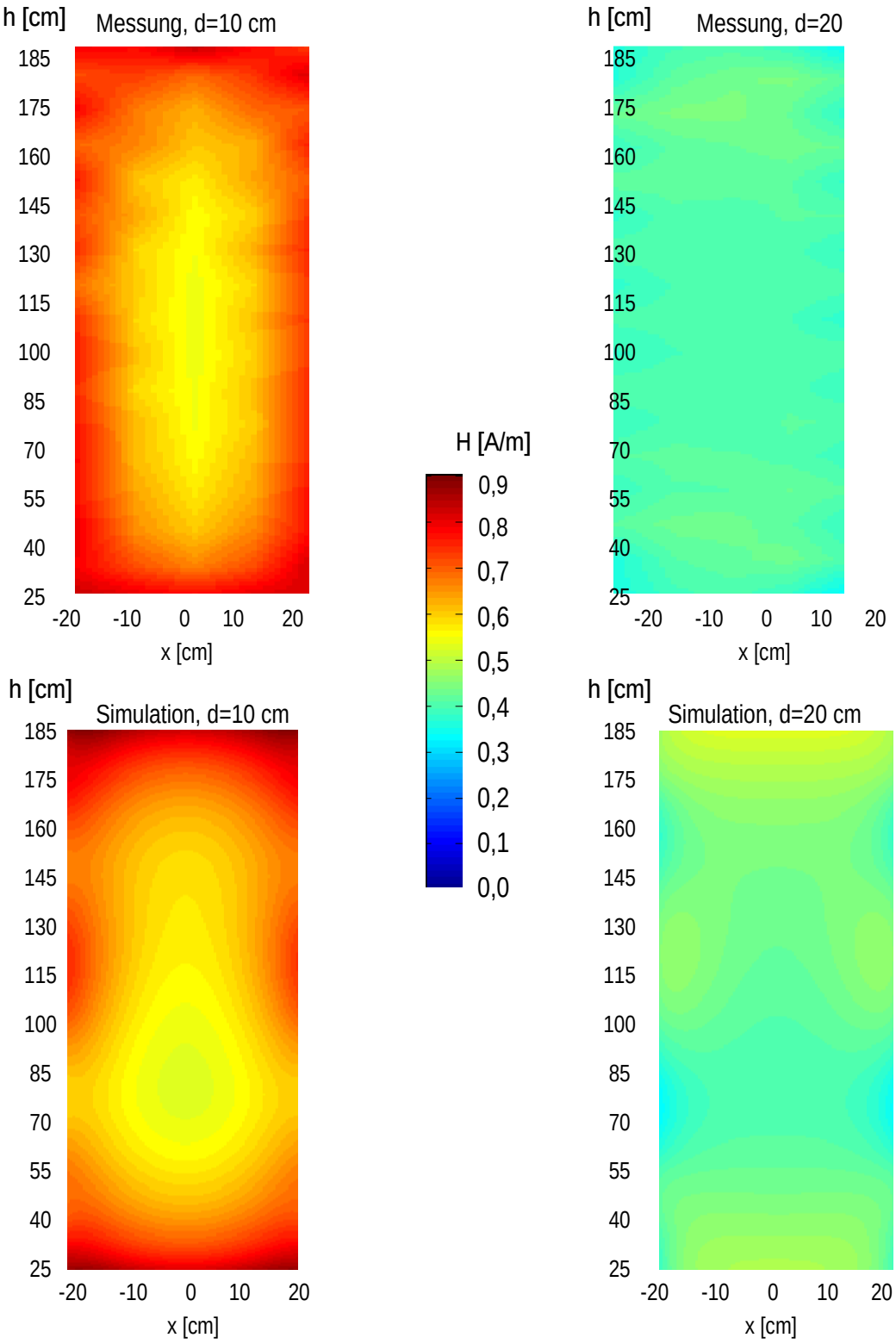


Abbildung 10.41: Vergleich von Messung (oben) und Simulation (unten) anhand der Feldverteilung (Effektivwerte) der magnetischen Feldstärke in zwei Vertikalebenen in Parallelabständen von 10 cm (links) und 20 cm (rechts) zur Antenne.

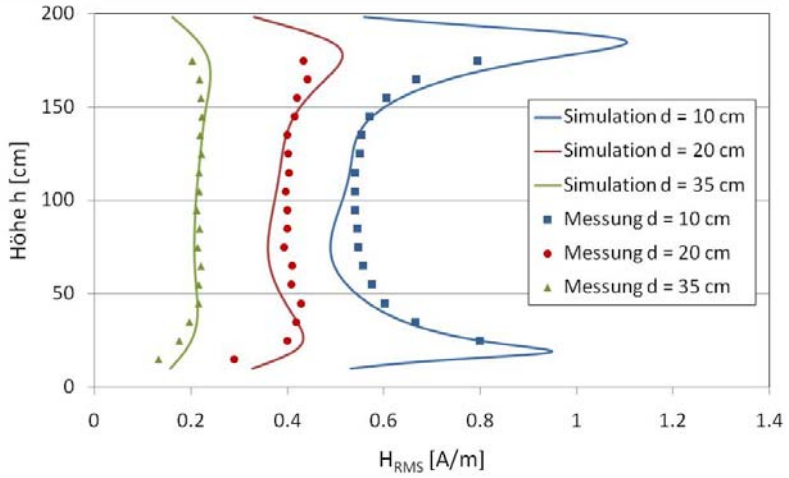


Abbildung 10.42: Vergleich der Feldverlaufs (Effektivwerte) zwischen Messung und Simulation entlang vertikaler Achsen bei x = 0 cm in unterschiedlichen Abständen zur Antenne

10.11.6 Betrachtete Expositionsszenarien

Es wurden die in Abbildung 10.43 gezeigten Expositionsszenarien betrachtet.

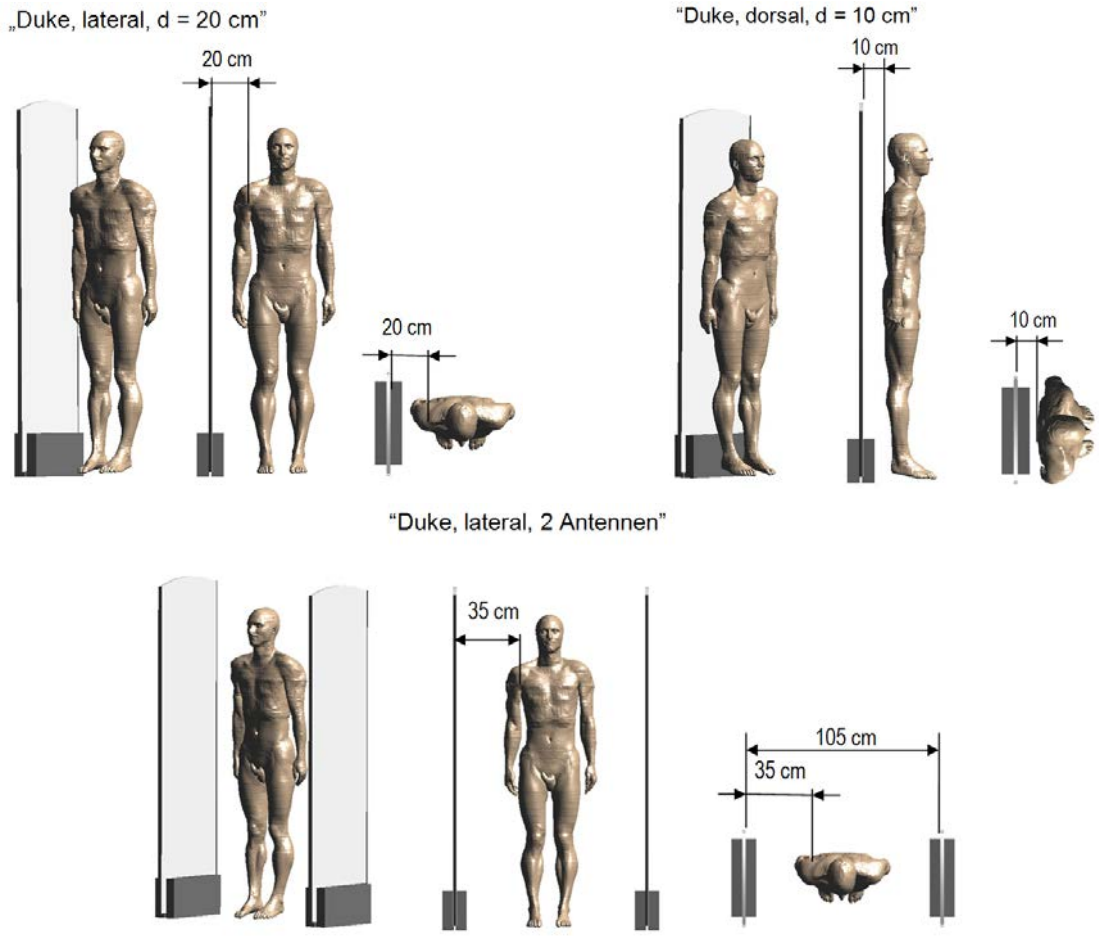


Abbildung 10.43: Betrachtete Expositionsszenarien mit dem RF-Vicinity-System für Bibliotheken

10.11.7 Berechnungsergebnisse

Abbildung 10.44 zeigt grafisch die Verteilung der ungemittelten SAR für jedes der betrachteten Szenarios in jeweils zwei Vertikalschnitten durch das SAR-Maximum.

Tabelle 10.4 fasst die Berechnungsergebnisse in Form der maximalen über 10g gemittelten SAR (maxSAR10g) und der Ganzkörper SAR zusammen. Die resultierenden SAR Werte sind demnach relativ gering und liegen deutlich unterhalb der Basiswerte für die Allgemeinbevölkerung nach ICNIRP 1998.

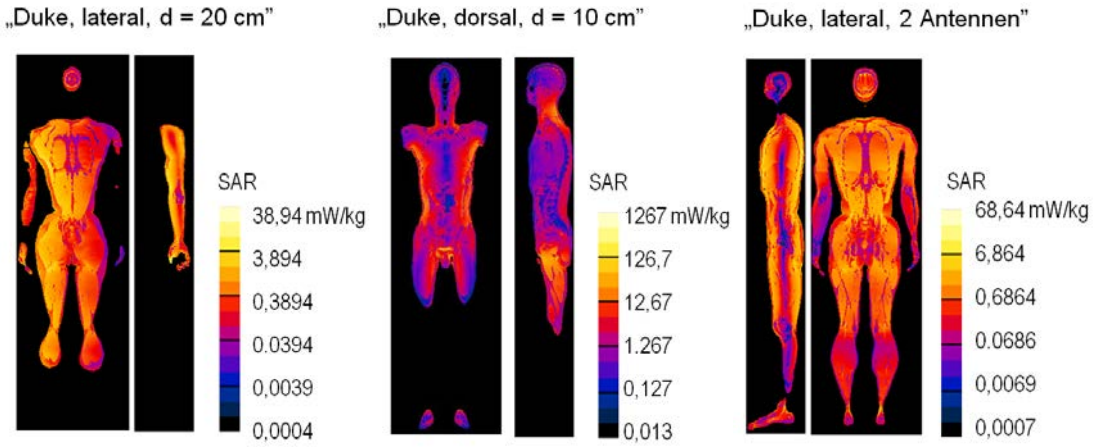


Abbildung 10.44: Verteilung der (ungemittelten) vom Zutrittskontrollsystem in den untersuchten Expositionsszenarien verursachte SAR in Horizontalschnitten durch das SAR-Maximum

***Library System* (f = 13,56 MHz)**	**max. SAR_{10g} [mW/kg]**	**Ganzkörper-SAR [mW/kg]**
Basiswert ICNIRP 1998, Allgemeinbevölkerung	*2000*	*80*
Basiswert ICNIRP 1998, berufliche Exposition	*10000*	*400*
Szenario		
„Duke, lateral, 20 cm"	4,13	0,26
„Duke, dorsal, 10 cm"	64,7	3,48
„Duke, lateral, 2 Antennen"	4,88	0,63

Tabelle 10.4: Maximale über 10g Gewebe gemittelte SAR und Ganzkörper-SAR in den numerisch untersuchten Szenarien

10.11.8 Unsicherheit der Berechnungsergebnisse

Eine Analyse der numerischen Unsicherheiten zufolge limitierter räumlicher Auflösung und Variabilität der dielektrischen Gewebeeigenschaften wurde durch zusätzliche Simulationen mit besserer Auflösung des Rechengitters (bis 0,5 mm anstatt 1,0 mm) und Variation der dielektrischen Gewebeeigenschaften um ±20% durchgeführt und führte bezüglich der max.SAR_{10g} auf Unsicherheitswerte von maximal ±6% (räumliche Auflösung) und ±13% (dielektrische Gewebeeigenschaften). Die zu erwartenden numerische Unsicherheiten des Rechenalgorithmus liegen deutlich unter 3% und können daher vernachlässigt werden. Die Validierung des numerischen Quellenmodells zeigt im relevanten Feldbereich punktuell Abweichungen von ca. ±12% bezüglich der magnetischen Feldstärke (vgl. Abbildung 10.31 bis Abbildung 10.33), im Hinblick auf das quadrierte Integral der magnetischen Feldstärke

(relevant für SAR) liegen diese Abweichungen jedoch unter ±8%. Berücksichtigt man schließlich eine Standard-Unsicherheit der Validierungsmessungen von ±11% bezüglich der magnetischen Flussdichte (d.h., ±22% für die SAR), so ergibt sich für die Berechnungsergebnisse unter der Annahme statistischer Unabhängigkeit der genannten Unsicherheitsbeiträge, eine Standard-Gesamtunsicherheit von ca. ±28% bezüglich der max.SAR_{10g}.

10.11.9 Gesamtbewertung von Mess- und Berechnungsergebnissen

Wie auch im Fall des betrachteten RF-Zutrittskontrollsystems (Kapitel 10.10) zeigen die Berechnungsergebnisse, dass die vom untersuchten Gerät verursachte SAR in allen analysierten Expositionssituationen deutlich unterhalb der Basiswerte für die Allgemeinbevölkerung nach ICNIRP 1998 liegt, obwohl die Immissionswerte, auch bei räumlicher Mittelung über das gemäß EN 62369-1 zu verwendende Messpunktgitter, teilweise deutlich oberhalb der Referenzwerte liegen.
Für das betrachtete System kann demnach eine Exposition oberhalb der Basiswerte nach ICNIRP 1998 ausgeschlossen werden, selbst bei Daueraufenthalt unmittelbar nahe der Antennenabdeckung.
Diese Ergebnisse stehen im Einklang mit der bereits in Kapitel 10.10.9 gemachten Schlussfolgerung, dass bei magnetisch gekoppelten 13,56 MHz RFID-Systemen mit Vicinity Coupling (dominant magnetische Exposition im reaktiven Nahfeld der Antenne) offensichtlich eine Bewertung auf Basis der Referenzwerte sehr konservativ ist.

10.12 Handgehaltene UHF Lesegeräte (868 MHz)

Handgehaltene RFID-Schreib-/Lesegeräte mit Arbeitsfrequenzen im UHF-Bereich finden vor allem in der Warenlogistik Verwendung. Es ist damit möglich mit (passiven) Transpondern ausgestattete Objekte über mehrere Meter zu erfassen, wobei auch Pulkerfassung möglich ist (z.B. auf Paletten gestapelte Waren). Abbildung 10.45 zeigt das in dieser Produktkategorie untersuchte Gerät *Skeye.Integral* (Höft & Wessel AG), das für die messtechnischen Untersuchungen vom Hersteller zur Verfügung gestellt wurde. Das eigentliche Lese/Schreibgerät ist über ein Kunststoffgehäuse mit einer planaren Patch-Antenne und einem speziellen Haltegriff (Pistolengriff mit Auslöser) verbunden, sodass gezieltes Anvisieren der zu erfassenden Objekte (Transponder) möglich ist.

Abbildung 10.45: Untersuchter UHF-Handleser Skeye-Integral (Höft & Wessel AG)

10.12.1 Messtechnische Charakterisierung der emittierten Signale

Bei aktivierter RFID-Funktionalität sendet das Gerät unmittelbar nach dem Betätigen des Auslösers einen 865,7 MHz HF-Träger aus, wobei dem eigentlichen Lese-Signal ein kurzer HF-Burst vorangestellt wird. Die Dauer der Aussendung des Trägersignals hängt von der Dauer des Gedrückthaltens des Auslösers ab (Abbildung 10.46). Für die im Folgenden beschriebenen messtechnischen Untersuchungen wurde das Gerät in einem Testmodus mit kontinuierlicher Aussendung des Trägers (Amplitude wie im Realbetrieb) betrieben.

Aus Messungen der elektrischen Feldstärke im Absorberraum lässt sich für das Gerät eine maximale Sendeleistung von ca. 1,1 W ERP abschätzen.

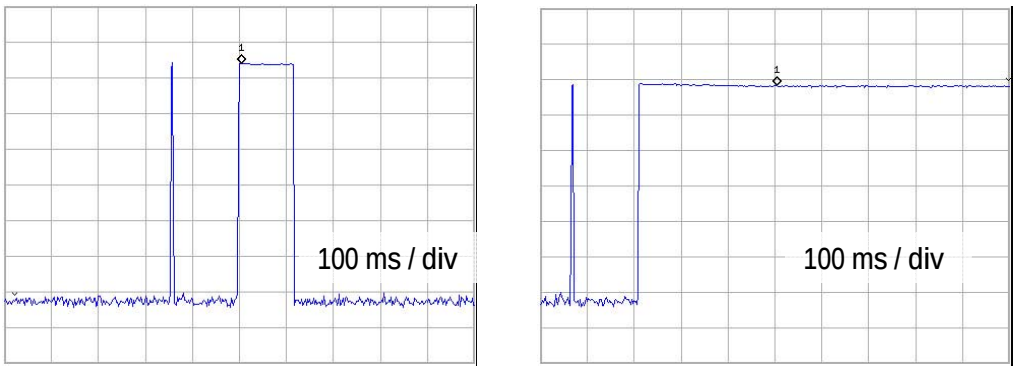


Abbildung 10.46: Einhüllende der HF-Aussendung des untersuchten Gerätes bei kurzem Drücken des Auslösers (links) und bei gedrückt halten des Auslösers (rechts). Amplituden nur qualitativ.

10.12.2 Messunsicherheit

Die erweiterte Kalibrierunsicherheit (k=2) der verwendeten Messgeräte liegt bei ±20% (EMR300 mit Sonde Typ 10 und EMR mit Sonde Typ 18). Aufgrund der Feldgradienten nahe zum untersuchten Gerät, ergibt sich durch die Positionierunsicherheit der Feldsonden (manuelle Positionierung: ±1 cm), vor allem in Messpunkten nahe zur Quelle, ein weiterer Unsicherheitsbeitrag, der experimentell zu ca. max. ±8% (Standardunsicherheit) abgeschätzt wurde. Daraus ergibt sich eine gesamte erweitere Messunsicherheit von ca. ±26% (k=2). Für die SAR-Messungen gilt eine gemäß IEC 62209-2 erhobene resultierende Gesamtunsicherheit (k=2) von ±22,0%.

10.12.3 Messergebnisse und Bewertung

Für die Immissionsmessungen zum Vergleich mit den Referenzwerten wurde ein Messpunktgitter entsprechend Abbildung 5.4 verwendet.

Abbildung 10.47 zeigt die Verteilung der elektrischen und magnetischen Feldstärke (Effektivwerte) in der Vertikalebene in 10 cm Distanz zur antennenseitigen Geräteoberfläche.

Abbildung 10.48 zeigt die Verläufe der elektrischen und magnetischen Feldstärke (Effektivwerte) bei Entfernung von der Antenne entlang einer Normalachse durch den Mittelpunkt der antennenseitigen Geräteoberfläche.

Bei quadratischer räumlicher Mittelung der Messwerte für die elektrische und magnetische Feldstärke über das gemäß EN 62369-1 für handgehaltene Geräte zu verwendende Raster ergeben sich Mittelwerte von 17,6 V/m und 51,3 mA/m für die Effektivwerte der elektrischen und die magnetischen Feldstärke. Dies liegt, selbst unter der Annahme kontinuierlichen Sendens für ≥ 6 Minuten, unterhalb der Referenzwerte für die Allgemeinbevölkerung und berufliche Exposition nach ICNIRP 1998.

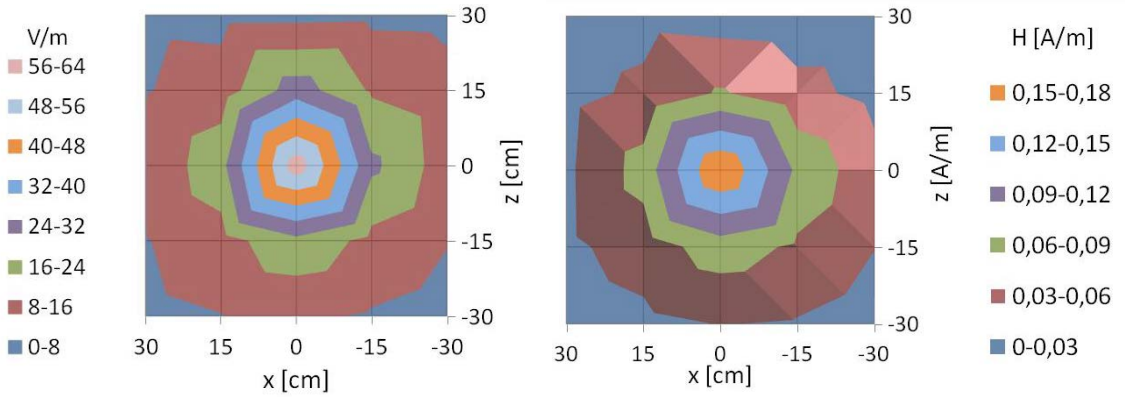


Abbildung 10.47: Elektrische (links) und magnetische (rechts) Feldstärke (Effektivwerte während kontinuierlicher Aussendung der Trägersignals) in 10 cm Abstand zur Antennenseite des Gerätes

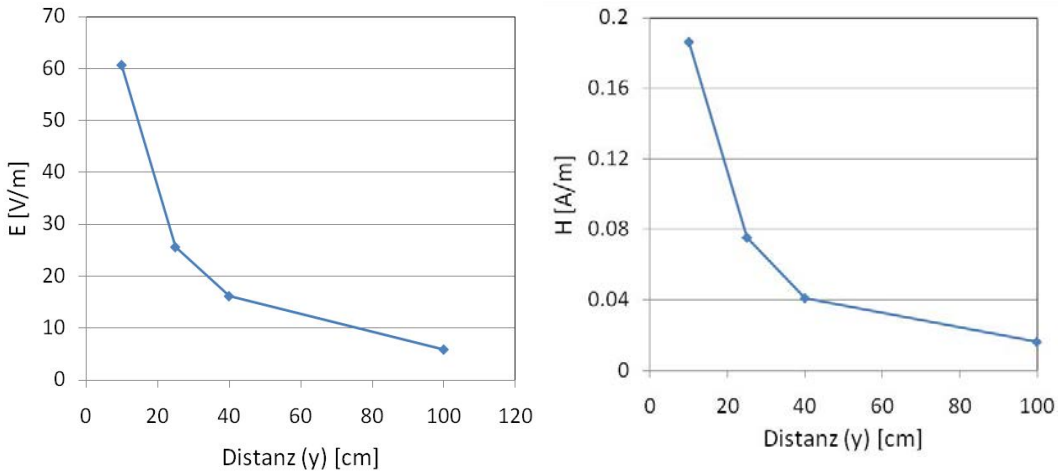


Abbildung 10.48: Verlauf der elektrischen (links) und magnetischen (rechts) Feldstärke (Effektivwerte) bei Entfernung von der Antenne entlang einer horizontalen Achse durch den Antennenmittelpunkt

Zusätzlich zu den Immissionsmessungen in Hauptstrahlrichtung der Geräteantenne wurden auch die Verteilungen der elektrischen und magnetischen Feldstärken in einer Vertikalebene 25 cm hinter der antennenseitigen Geräteoberfläche (parallel zur Antennenebene) gemessen, um die Exposition des Benutzers durch etwaige Nebenkeulen der Sendeantenne abzuschätzen. Die dabei festgestellten lokalen Maximalwerte (Effektivwerte) der elektrischen und magnetischen Feldstärke lagen bei 5,9 V/m und 0,05 A/m, also ebenfalls unterhalb der Referenzwerte für die Allgemeinbevölkerung und berufliche Exposition nach ICNIRP 1998.

Trotzdem bei bestimmungsgemäßem Gebrauch eine körpernahe Exposition durch das Gerät nicht zu erwarten ist, wurden auch SAR-Messungen nach IEC 62209-2 durchgeführt, um die Expositionsverhältnisse auch bei unsachgemäßem Gebrauch des Gerätes (Antennenseite am Körper anliegend bzw. in 5 cm Entfernung) zu klären (Gewebe simulierende Flüssigkeit σ=0,98 S/m εr= 42,0). Die sich ergebenden maxSAR10g Werte lagen bei 0,70 W/kg bzw. 0,28 W/kg bei anliegendem Gerät bzw. bei 5 cm Abstand zum Gerät. D.h., selbst bei dauerhafter Exposition durch das direkt gegen den Körper gerichtete Gerät ist mit keiner Exposition oberhalb der anzuwendenden Basiswerte nach ICNIRP 1998 zu rechnen.

Abbildung 10.49: Mittels SAR-Messungen im homogenen Flachphantom untersuchte Anordnungen; links: Gerät mit Antennenseite am Phantom anliegend; rechts, 5 cm Abstand zwischen Gerät und Phantom.

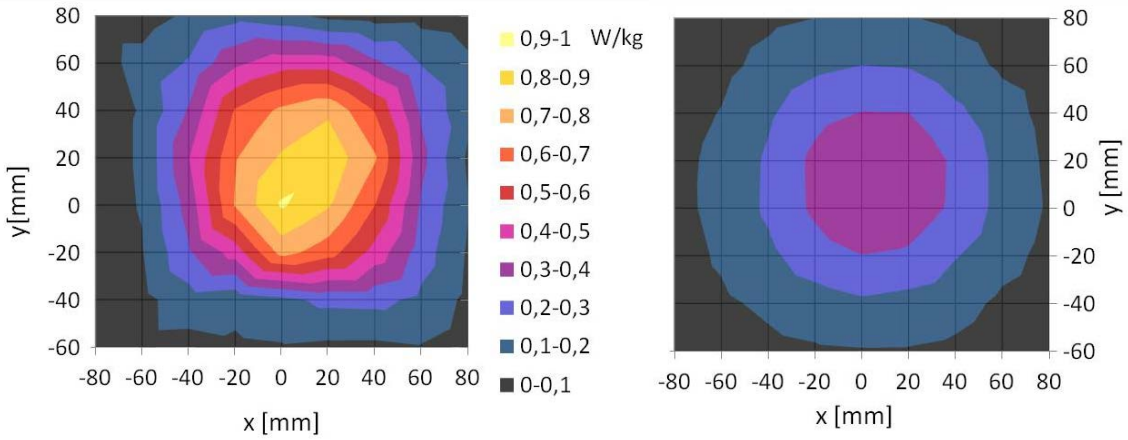


Abbildung 10.50: Ungemittelte SAR-Verteilungen 5 mm innerhalb des Phantoms; links: bei anliegenden Gerät; rechts: bei 5 cm Abstand zum Gerät

10.13 Stationäre UHF Lesegeräte (868 MHz)

Stationäre RFID- Lesegeräte mit Arbeitsfrequenzen im UHF-Bereich finden hauptsächlich in der Warenlogistik bzw. zur Steuerung und Kontrolle von Produktionsabläufen Verwendung. Die Leser sind üblicherweise an Kontrollpunkten fix montiert, so dass (z.B. mit einem Stapler o. Ä.) vorbei transportierte Waren, bzw. Komponenten automatisch erfasst werden können. Weiters können derartige Leser auch an Transportfahrzeugen (z.B. Stapler) montiert sein, um dem Fahrer des Transportfahrzeuges noch vor Aufnahme der Palette Informationen über deren Inhalt zu geben. Eine weitere zukünftige Anwendungsmöglichkeit ist der Bereich der elektronischen Artikelsicherung (EAS). Speziell in jenen Bereichen des Einzelhandels, wo Waren verkauft werden, die für Produktionsablaufsteuerungen bzw. im Hinblick auf die Lagerlogistik bereits während der Produktion mit UHF-Transpondern versehen werden, ist es naheliegend diese Transponder auch für EAS-Zwecke zu verwenden. Der wesentliche Vorteil liegt darin, dass die Waren nicht noch zusätzlich mit einem herkömmlichen EAS-Transponder bestückt werden müssen.

Da die Größen üblicher Antennen für UHF-RFID Systeme deutlich kleiner als typische Körperabmessungen sind, kann man von Ganzkörperexposition sinnvoller Weise erst ab Distanzen von zumindest 1 m zur Antenne ausgehen. Geht man dabei zusätzlich in konservativer Weise vom Vorliegen von Fernfeldbedingungen aus, so kann auf einfache Weise gezeigt werden, dass die maximal zu erwartende Exposition deutlich unterhalb der Basiswerte für die Allgemeinbevölkerung liegt. In einer solchen allgemeinen Betrachtungsweise, ausgehend von der seitens der Funkregulierung zulässigen maximalen Sendeleistung von UHF-RFID-Lesegeräten (2 W ERP), kann unter der Annahme idealer Ausbreitungsbedingungen (Anwendung der Fernfeldformel) der in Abbildung 10.51 dargestellte Vergleich angestellt werden. Daraus ist ersichtlich, dass selbst bei Feldüberhöhungen, z.B., zufolge stark reflexiver Umgebung bzw. kontinuierlicher Aussendung eine Annäherung an bzw. eine Überschreitung der Referenz- bzw. Basiswerte durch UHF-RFID-Geräte in mehr als ca. 1 m Entfernung ausgeschlossen werden kann. Für die meisten in der Praxis anzutreffenden UHF-RFID-Geräte kann sogar angenommen werden, dass auch bei geringerer Distanz und damit zunehmend lokaler Exposition mit keiner Überschreitung der Basiswerte zu rechnen ist (siehe Kapitel 10.13.2.6).

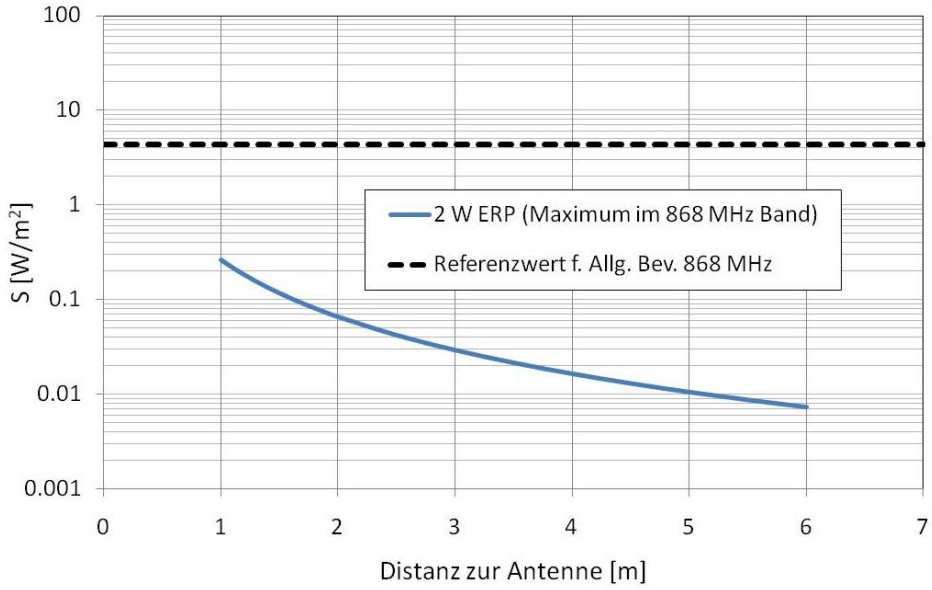


Abbildung 10.51: Vergleich der theoretisch, unter idealen Ausbreitungsbedingungen im Fernfeld eines mit maximal zulässiger Sendeleistung betriebenen UHF-RFID Lesegerätes zu erwartenden Leistungsflussdichte mit dem ICNIRP-Referenzwert für die Allgemeinbevölkerung

Konkret wurden zwei Vetreter dieser Gerätekategorie messtechnisch untersucht, einer davon auch auf Basis von numerischen Berechnungen.

10.13.1 Gerät Typ 1 (Nedap)

Wenngleich 868 MHz RFID-Systeme derzeit in der Praxis noch nicht routinemäßig im EAS-Bereich eingesetzt werden, so ist deren Verbreitung in naher Zukunft jedoch zu erwarten, da vor allem in der Bekleidungsindustrie entsprechende Anstrengungen unternommen werden, UHF-Transponder direkt in die Kleidung zu integrieren. Aufgrund der Kooperationsbereitschaft des Herstellers Nedap konnte ein derartiges System, das unmittelbar vor der Markteinführung steht, in die Untersuchungen aufgenommen werden. Da das Systemkonzept bzw. die Antennentypen nicht nur für EAS-Zwecke eingesetzt werden können, sondern auch zur Realsierung eines „klassischen“ UHF-Lesegerätes, wird das untersuchte Gerät an dieser Stelle beschrieben und nicht bei den gegenwärtig eingesetzten EAS-Systemen in Kapitel 9.

Abbildung 10.52 zeigt das untersuchte Gerät der Fa. Nedap, das für die messtechnischen Untersuchungen vom Hersteller zur Verfügung gestellt wurde. Die gesamte Elektronik inklusive HF-Teil und die Antenne ist in einem Gehäuse (ca. 50 cm x 150 cm x 8 cm) untergebracht. Die planare Antenne mit ausgeprägter Richtwirkung befindet sich im Bereich von ca. 85 – 105 cm über dem Boden.

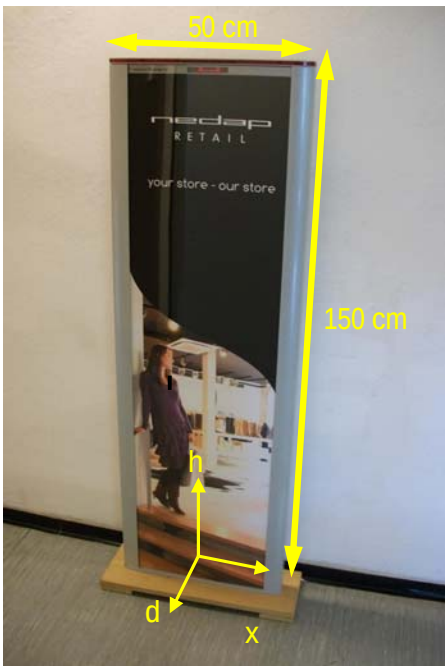


Abbildung 10.52: Untersuchter stationärer UHF-Leser der Firma Nedap

10.13.1.1 Messtechnische Charakterisierung der emittierten Signale

Das Gerät emittiert einen gepulsten Träger, der seine Frequenz zyklisch zwischen den vier Kanälen 865,7 MHz, 866,3 MHz 866,9 MHz und 868,5 MHz schaltet. Abbildung 10.53 zeigt das im MAXHOLD Modus des Spektrumanalysators gemessene Frequenzspektrum der Emissionen des untersuchten Gerätes. Abbildung 10.54 zeigt die Einhüllende des im Kanal 865,7 MHz emittieren Signals. Die Burst-Dauer beträgt ca. 35 ms, bei einer Burst-Periode von ca. 250 ms. In den freibleibenden Zeitschlitzen wird auf den anderen drei Frequenzkanälen gesendet. Die effektive Antenneneingangsleistung betrug ca. 140 mW, die Spitzen-Antenneneingangsleistung ca. 315 mW. Auf Basis der Bauart der Geräteantenne kann von einem Antennengewinn in der Größenordnung von ca. 5-7 dBd ausgegangen werden, was darauf hindeutet, dass das Gerät in der untersuchten Konfiguration nahe der aus funkregulatorischer Sicht maximal zulässigen Sendeleistung (2 W ERP) arbeitet.

10.13.1.2 Messunsicherheit

Die erweiterte Kalibrierunsicherheit (k=2) der verwendeten Messgeräte liegt bei ±20% (EMR300 mit Sonde Typ 10 und EMR mit Sonde Typ 18). Aufgrund der Feldgradienten nahe zum untersuchten Gerät, ergibt sich durch die Positionierunsicherheit der Feldsonden (manuelle Positionierung: ±1 cm), vor allem in Messpunkten nahe zur Quelle, ein weiterer Unsicherheitsbeitrag, der experimentell zu ca. max. ±8% (Standardunsicherheit) abgeschätzt wurde. Daraus ergibt sich eine gesamte erweitere Messunsicherheit von ca. ±26% (k=2). Für die SAR-Messungen gilt eine gemäß IEC 62209-2 erhobene resultierende Gesamtunsicherheit (k=2) von ±22,0%.

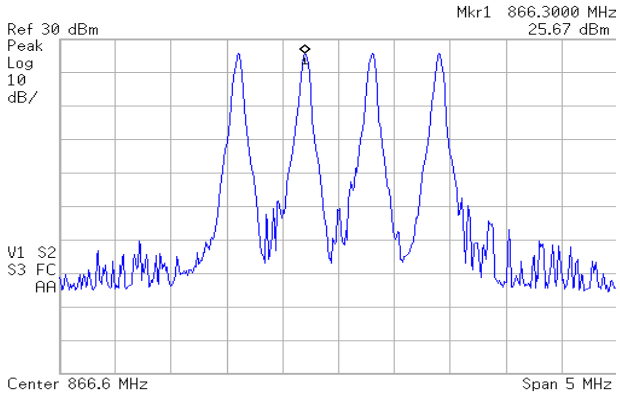


Abbildung 10.53: Spektrum der HF-Aussendung des untersuchten Gerätes, Amplituden nur qualitativ.

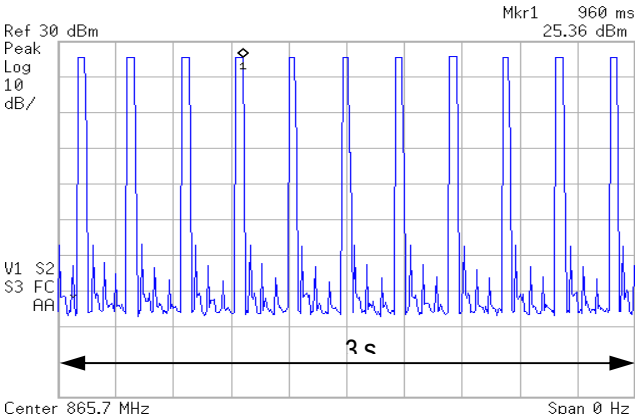


Abbildung 10.54: Einhüllende der HF-Aussendung des untersuchten Gerätes im Zeitbereich auf einer der vier sequentiell genutzten Frequenzen, Amplituden nur qualitativ.

10.13.1.3 Ergebnisse der Immissionsmessungen

Für die Immissionsmessungen zum Vergleich mit den Referenzwerten wurde ein Messpunktgitter entsprechend Abbildung 5.5 verwendet.

Abbildung 10.55 zeigt die Verteilung der elektrischen und magnetischen Feldstärke (Effektivwerte) in der Vertikalebene in 10 cm Distanz zur antennenseitigen Geräteoberfläche.

Abbildung 10.56 zeigt die Verläufe der elektrischen und magnetischen Feldstärke (Effektivwerte) bei Entfernung von der Antenne entlang von Normalachsen in unterschiedlichen Höhen, mittig zur Antenne (x = 0 cm).

Bei quadratischer räumlicher Mittelung der Messwerte für die elektrische und magnetische Feldstärke über das gemäß EN 62369-1 für an der Wand montierte Geräte (Antennen) zu verwendende Raster ergeben sich Mittelwerte von 5,9 V/m und 18,6 mA/m für die Effektivwerte der elektrischen und die magnetischen Feldstärke. Dies liegt, selbst unter der Annahme kontinuierlichen Sendens für ≥ 6 Minuten, unterhalb der Referenzwerte für die Allgemeinbevölkerung und berufliche Exposition nach ICNIRP 1998.

Eine SAR-Messung im homogenen Flachphantom gemäß IEC 62209-2 bei einer Distanz von 25 mm zwischen Antennenoberfläche und Phantom (entspricht etwa der Situation des Berührens des Gerätegehäuses) ergab einen maxSAR10g Wert 0,19 W/kg, also deutlich unterhalb des Basiswertes von 2 W/kg (für Kopf und Rumpf der Allgemeinbevölkerung).

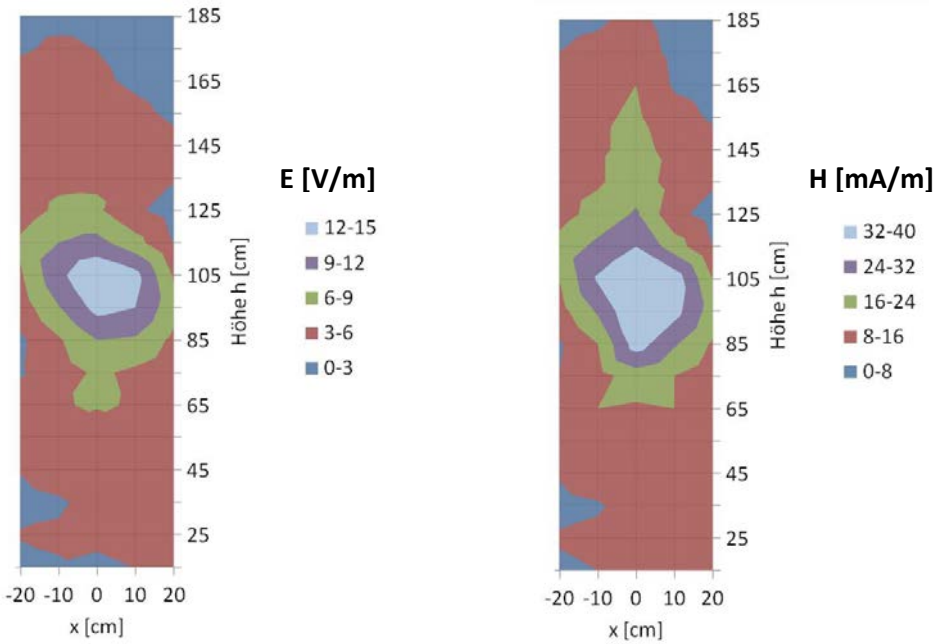


Abbildung 10.55: Elektrische (links) und magnetische (rechts) Feldstärke (Effektivwerte) in 10 cm Abstand zur Antennenseite des Gerätes

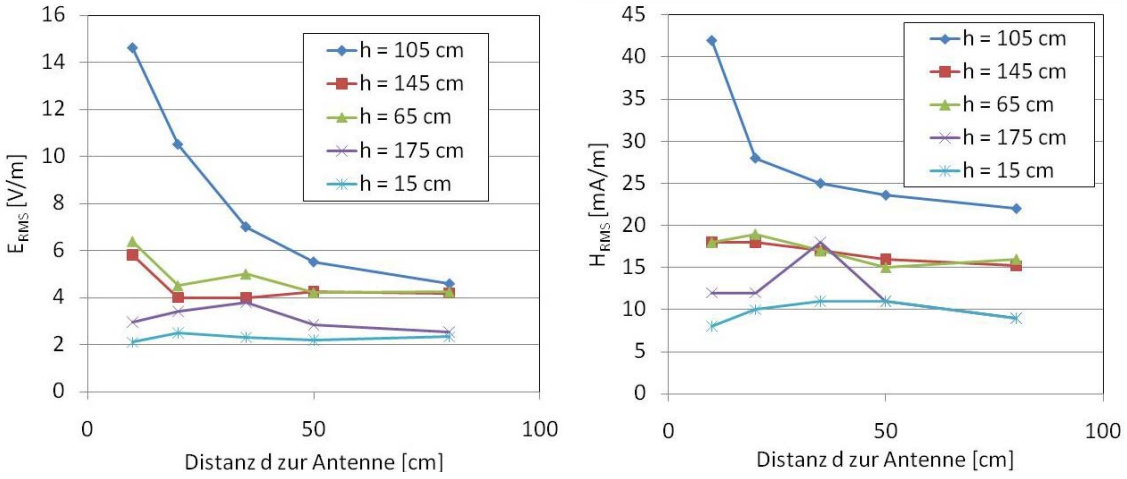


Abbildung 10.56: Verlauf der elektrischen (links) und magnetischen (rechts) Feldstärke (Effektivwerte) bei Entfernung von der Antenne entlang horizontaler Achsen in unterschiedlichen Höhen bei x = 0 cm.

10.13.1.4 Beurteilung der Messergebnisse

Für das hier betrachtete Lesegerät betragen die Maximalwerte der elektrischen und magnetischen Feldstärke in 1 m Entfernung weniger als 5 V/m bzw. weniger als 21 mA/m. Die entsprechenden ICNIRP-Referenzwerte für Allgemeinbevölkerung liegen bei 40,5 V/m und 107 mA/m (entsprechend 4.34 W/m^2). D.h., die Immissionen liegen mehr als einen Faktor 5 unterhalb der Feldstärke-Referenzwerte, und damit mehr als einen Faktor 25-40 unterhalb der Leistungsflussdichte-Grenzwerte. Da im Arbeitsfrequenzbereich des Gerätes auch nach neuestem Kenntnisstand die Referenzwerte als konservativ, auch für Kinder bzw. kleine Personen angesehen werden können [74], ist damit davon auszugehen, dass auch die vom betrachteten Gerät verursachte Ganzkörper-SAR in einem Abstand von 1 m oder mehr

um zumindest diesen Faktor unterhalb des ICNIRP Basiswertes für die Allgemeinbevölkerung liegt, d.h., bei weniger als 2 mW/kg.

10.13.2 Gerät Typ 2 (IdentMX)

Abbildung 10.57 zeigt das zweite in dieser Produktkategorie untersuchte Gerät *IdentMX (ID-RRS-511)* der Fa. IdentPro GmbH, das für die messtechnischen Untersuchungen vom Hersteller zur Verfügung gestellt wurde. Die gesamte Elektronik inklusive HF-Teil und die (planare) Antenne ist in einem kompakten Gehäuse (ca. 19 cm x 19 cm x 8 cm) mit antennenseitiger Kunststoffabdeckung untergebracht.

Abbildung 10.57: Untersuchter stationärer UHF-Leser IdentMX (IdentPro GmbH)

10.13.2.1 Messtechnische Charakterisierung der emittierten Signale

Nach Aktivierung per Software sendet das Gerät einen Puls von 866,9 MHz Trägerfrequenzpaketen aus (Abbildung 10.58). Das sich einstellende Tastverhältnis liegt bei ca. 0,09.

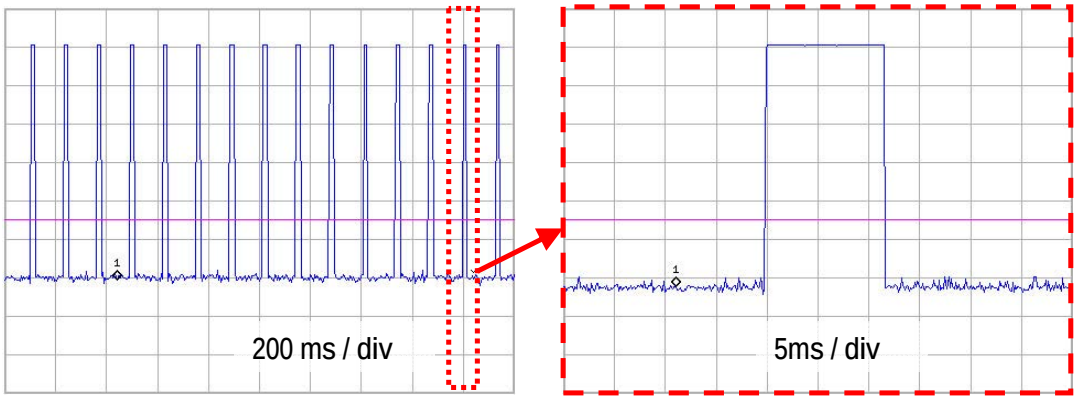


Abbildung 10.58: Einhüllende der HF-Aussendung des untersuchten Gerätes, Amplituden nur qualitativ.

Aus Messungen der elektrischen Feldstärke im Absorberraum lässt sich für das Gerät eine maximale Sendeleistung von ca. 1,9 W ERP abschätzen (vgl. Kapitel 10.13.2.4).

10.13.2.2 Messunsicherheit

Die erweiterte Kalibrierunsicherheit (k=2) der verwendeten Messgeräte liegt bei ±20% (EMR300 mit Sonde Typ 10 und EMR mit Sonde Typ 18). Aufgrund der Feldgradienten nahe zum untersuchten Gerät, ergibt sich durch die Positionierunsicherheit der Feldsonden (manuelle Positionierung: ±1 cm), vor allem in Messpunkten nahe zur Quelle, ein weiterer Unsicherheitsbeitrag, der experimentell zu ca. max. ±8% (Standardunsicherheit) abgeschätzt wurde. Daraus ergibt sich eine gesamte erweitere Messunsicherheit von ca. ±26% (k=2). Für die SAR-Messungen gilt eine gemäß IEC 62209-2 erhobene resultierende Gesamtunsicherheit (k=2) von ±22,0%.

10.13.2.3 Ergebnisse der Immissionsmessungen und Bewertung

Für die Immissionsmessungen zum Vergleich mit den Referenzwerten wurde ein Messpunktgitter entsprechend Abbildung 5.4 verwendet.

Abbildung 10.59 zeigt die Verteilung der elektrischen und magnetischen Feldstärke (Effektivwerte) in der Vertikalebene in 10 cm Distanz zur antennenseitigen Geräteoberfläche.

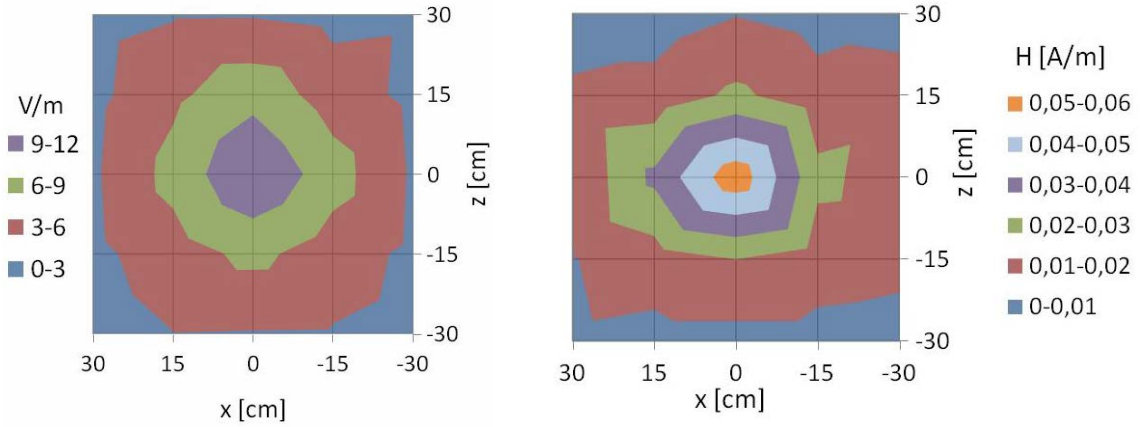


Abbildung 10.59: Elektrische (links) und magnetische (rechts) Feldstärke (Effektivwerte) in 10 cm Abstand zur Antennenseite des Gerätes

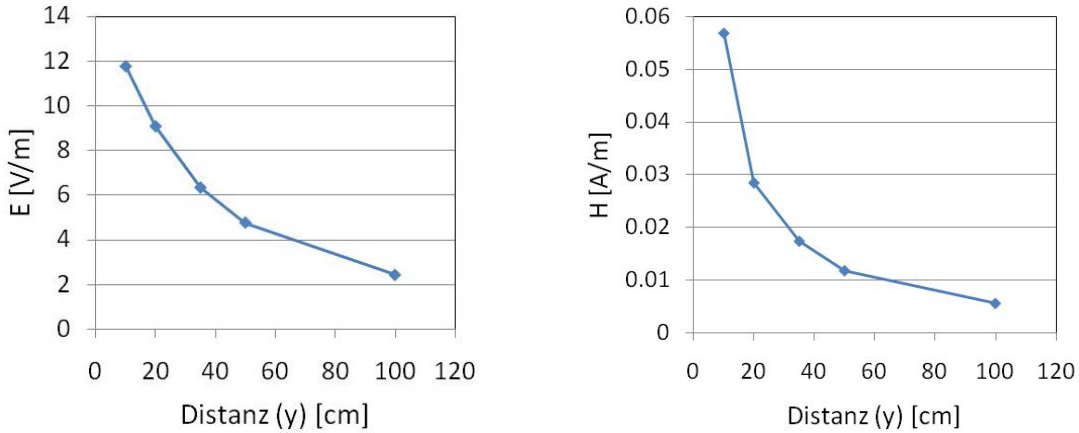


Abbildung 10.60: Verlauf der elektrischen (links) und magnetischen (rechts) Feldstärke (Effektivwerte) bei Entfernung von der Antenne entlang einer horizontalen Achse durch den Antennenmittelpunkt

Abbildung 10.60 zeigt die Verläufe der elektrischen und magnetischen Feldstärke (Effektivwerte) bei Entfernung von der Antenne entlang einer Normalachse durch den Mittelpunkt der antennenseitigen Geräteoberfläche.

Bei quadratischer räumlicher Mittelung der Messwerte für die elektrische und magnetische Feldstärke über das gemäß EN 62369-1 für an der Wand montierte Geräte (Antennen) zu verwendende Raster ergeben sich Mittelwerte von 3,4 V/m und 18 mA/m für die Effektivwerte der elektrischen und die magnetischen Feldstärke. Dies liegt, selbst unter der Annahme kontinuierlichen Sendens für ≥ 6 Minuten, unterhalb der Referenzwerte für die Allgemeinbevölkerung und berufliche Exposition nach ICNIRP 1998.

Wie weiter oben bereits angeführt, gilt auch hier, dass man von Ganzkörperexposition sinnvoller Weise erst ab Distanzen von zumindest 1 m zur Antenne ausgehen kann.
Für das hier betrachtete Lesegerät betragen die Maximalwerte der elektrischen und magnetischen Feldstärke in 1 m Entfernung weniger als 2,3 V/m bzw. weniger als 7 mA/m. Die entsprechenden ICNIRP-Referenzwerte für Allgemeinbevölkerung liegen bei 40,5 V/m und 107 mA/m (entsprechend 4.34 W/m^2). D.h., die Immissionen liegen mehr als einen Faktor 15 unterhalb der Feldstärke-Referenzwerte, und damit mehr als einen Faktor 200-300 unterhalb der Leistungsflussdichte-Grenzwerte. Da im Arbeitsfrequenzbereich des Gerätes auch nach neuestem Kenntnisstand die Referenzwerte als konservativ, auch für Kinder bzw. kleine Personen angesehen werden können [74], ist damit davon auszugehen, dass auch die vom betrachteten Gerät verursachte Ganzkörper-SAR in einem Abstand von 1 m oder mehr um zumindest diesen Faktor unterhalb des ICNIRP Basiswertes für die Allgemeinbevölkerung liegt, d.h., bei weniger als 0,4 mW/kg. Die numerische Berechnung bei frontaler Exposition des Ganzkörpermodells „Duke“ in 1 m Entfernung zum betrachteten Gerät (Höhe des Gerätes ca. 100 cm über Boden) führt auf eine Ganzkörper-SAR von 0,052 mW/kg, was oben angeführte Abschätzung und die im vorangegangenen Kapitel gezeigte allgemeine Betrachtungsweise (vgl. Abbildung 10.51) bestätigt. Für die meisten in der Praxis anzutreffenden UHF-RFID-Geräte kann sogar angenommen werden, dass auch bei geringerer Distanz und damit zunehmend lokaler Exposition mit keiner Überschreitung der Basiswerte zu rechnen ist.

Eine SAR-Messung im homogenen Flachphantom gemäß IEC 62209-2 bei Berührung zwischen antennenseitigem Gerätegehäuse, sowie bei einem Abstand von 5 cm (Abbildung 10.61) ergab maxSAR10g Werte von 0,54 W/kg und 0,17 W/kg.

Abbildung 10.61: Untersuchte Anordnungen bei der SAR-Messung mit dem UHF-Lesegerät; links: bei Berührung des Phantombodens, rechts: in 5 cm Distanz

Zusätzlich zu den messtechnischen Untersuchungen wurden für dieses Gerät auch numerische Berechnungen im Hinblick auf die SAR in unterschiedlichen Expositionsszenarien durchgeführt, die in den folgenden Kapiteln beschrieben werden.

10.13.2.4 Validierung des numerischen Quellenmodells

Auf Basis von detaillierten Messungen der Feldverteilung in unterschiedlichen Entfernungen zur Oberfläche der Antenne wurde ein numerisches Quellenmodell für die Antenne des Lesegerätes IdentMX (Fa. IdentPro GmbH) entwickelt. Die Validierung des Quellenmodells erfolgte auf Basis von SAR-Messungen, sowie auf Basis von Feldstärkemessungen im Fernfeld (Absorberhalle).

Abbildung 10.62 zeigt Vergleiche der Abstrahlcharakteristik zwischen numerischem Quellenmodell und dem realen Gerät, gemessen in 3 m Abstand in der Absorberhalle, jeweils bei horizontaler und vertikaler Polarisation der Empfangsantenne. Die Abweichungen zwischen den Messwerten und den bei einer effektiven Sendeleistung von 40 mW numerisch berechneten Werten liegen im Bereich von weniger als ca. 15%. Eine effektive Sendeleistung von 40 mW entspricht, unter Berücksichtigung des Tastverhältnisses von ca. 0,09 einer Spitzensendeleistung von ca. 440 mW. Berücksichtigt man weiters den aus den mit dem numerischen Antennenmodell ermittelten Antennengewinn von etwa 8,5 dBi (entsprechend ca. 6,35 dBd), ergibt sich eine Spitzensendeleistung von ca. 1,9 W (ERP). Dies ist plausibel, da die maximal zulässigen Aussendungen im Arbeitsfrequenzbereich des Gerätes bei 2 W (ERP) liegen.

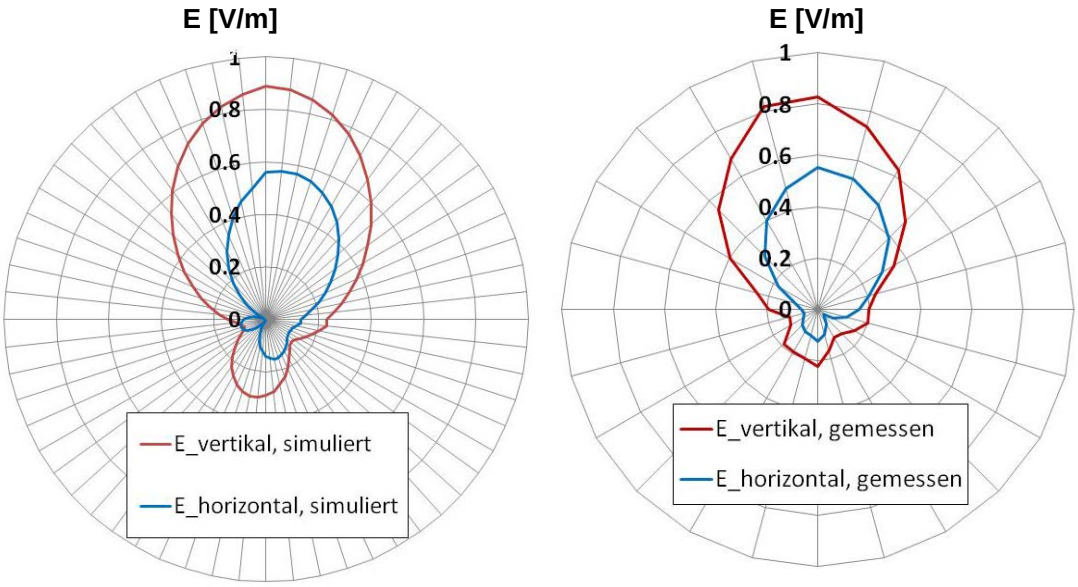


Abbildung 10.62: Vergleich der Abstrahlcharakteristik (Effektivwerte der elektrischen Feldstärke in 3 m Entfernung) des numerischen Antennenmodells bei 40 mW effektiver Sendeleistung (links) und dem realen Gerät, gemessenen in der Absorberhalle (rechts). Horizontalschnitt durch die Abstrahlcharakteristik bei Gerät in Gebrauchshaltung.

Zusätzlich zur Quellenvalidierung auf Basis der Fernfeldeigenschaften der Quelle wurden auch ein Vergleich auf Basis der im Flachphantom verursachten SAR bei 5 cm Parallelabstand zwischen antennenseitiger Geräteabdeckung und Phantomboden angestellt (Messprozedur gemäß IEC 62209-2).

Abbildung 10.63 zeigt grafisch den Vergleich zwischen numerischer Berechnung (mit 40 mW Sendeleistung) und Messung in der Ebene 5 mm innerhalb des Phantoms (Parallelebene zur antennenseitigen Geräteoberfläche). Es zeigt sich auch hier gute Übereinstimmung im Rahmen der zu erwartenden Genauigkeit zwischen Messung und Simulation mit dem

numerischen Quellenmodell. Die mit dem Basiswert für lokale Exposition zu vergleichende max.SAR10g ergab sich zu 0,17 W/kg (Messung) bzw. 0,14 W/kg (Simulation).

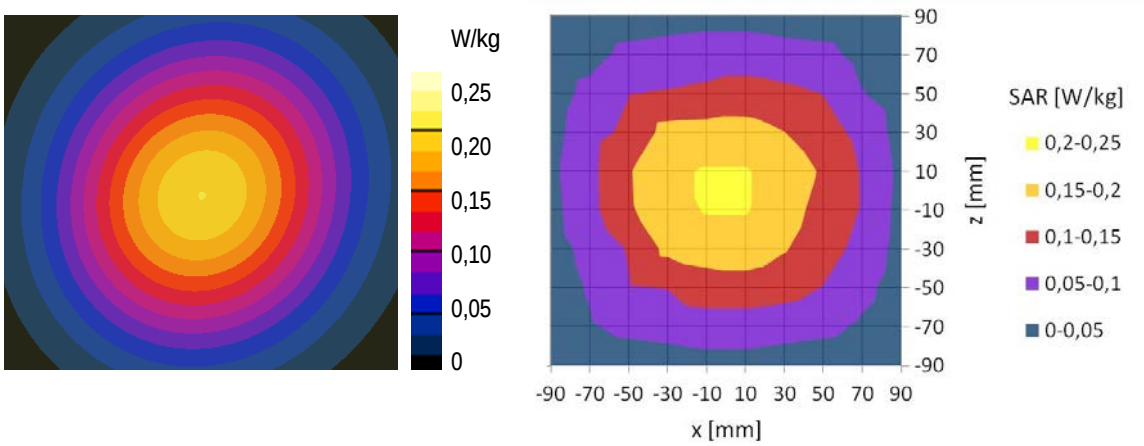


Abbildung 10.63: Vergleich der SAR-Verteilung zwischen Simulation und Messung in der Ebene 5 mm innerhalb des Phantoms direkt über dem Leser (Distanz zwischen Leser und Phantomboden 5 cm)

10.13.2.5 Betrachtete Expositionsszenarien

Für Ganzkörperexpositionen durch UHF-Lesegeräte haben die oben angestellten theoretischen Betrachtungen bereits gezeigt, dass mit keinen Überschreitungen der ICNIRP 1998 Basiswerte durch zur Funkregulierung konforme UHF-Lesegeräte zu rechnen ist.

Lokale Expositionen mit strahlenschutztechnisch relevanter Expositionsdauer durch stationäre UHF-Lesegeräte sind in der Praxis wahrscheinlich eher selten, jedoch nicht ausgeschlossen. Für die im Folgenden beschriebenen, auf Basis numerischer Berechnungen analysierten Expositionssituationen wurden die in Abbildung 10.64 dargestellten Situationen betrachtet. Sie entsprechen Situationen, wie sie in der Praxis unter ungünstigen Umständen durchaus auftreten können. Einerseits wird die Situation einer seitlichen Befeldung des Kopfes betrachtet, wobei als Distanzen zwischen Gerätegehäuse und Kopf 25 cm und 1 m angenommen wurden, und andererseits die Situation mit frontaler Befeldung des Rumpfes mit Distanzen von 30 cm und 1 m zum Gerätegehäuse. Diese vier Expositionssituationen wurden sowohl mit dem Körpermodell „Duke“ als auch mit dem Modell „Ella“ analysiert.

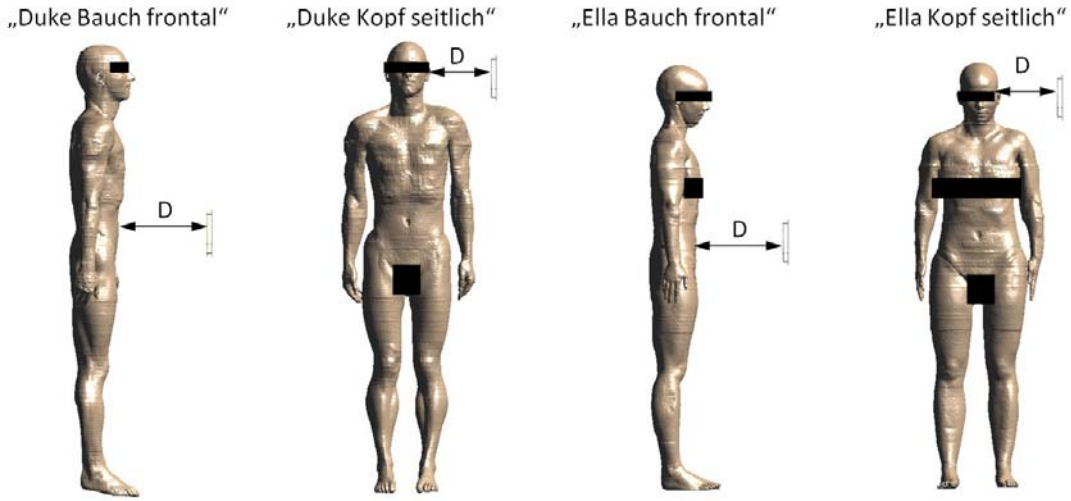


Abbildung 10.64: Betrachtete Expositionsszenarien mit dem stationären UHF-Lesegerät

Zusätzlich wurden mit dem UHF-Lesegerät Ident MX auch unterschiedliche lokale Expositionen von Personen mit metallischen Implantaten, jeweils im Bereich des Implantats nachgestellt (Abbildung 10.65).

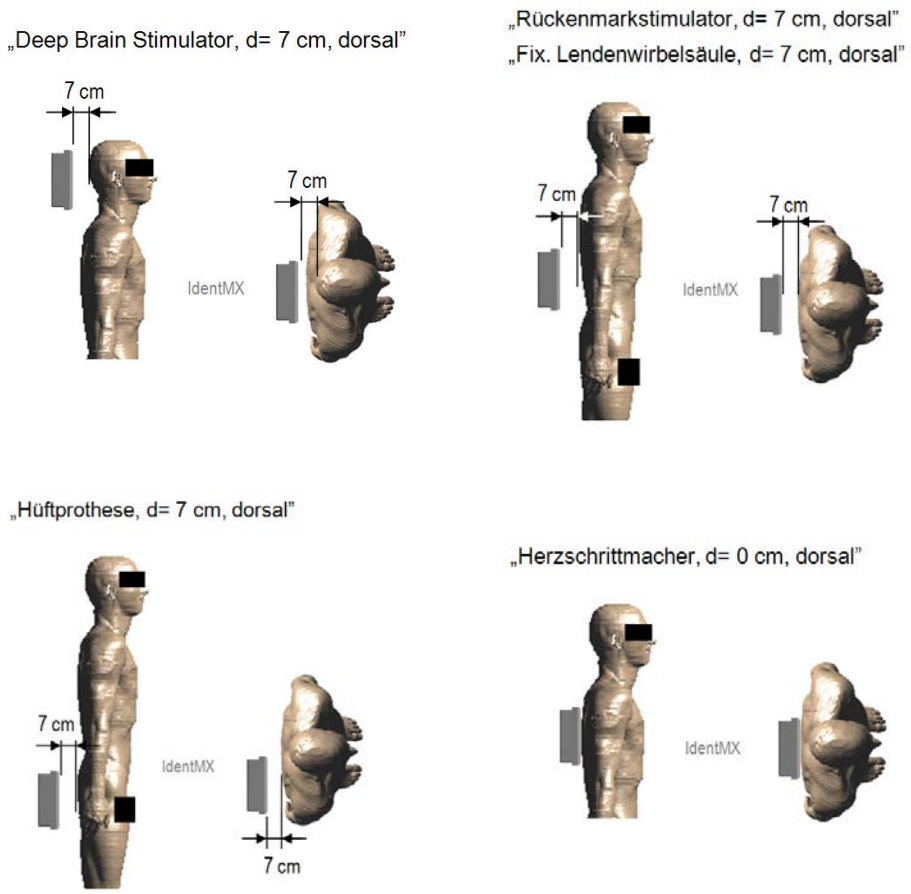


Abbildung 10.65: Untersuchte Expositionsszenarien mit dem UHF-Lesegerät IdentMX und den unterschiedlichen betrachteten Implantaten

10.13.2.6 Berechnungsergebnisse

Abbildung 10.66 zeigt grafisch die Verteilung der ungemittelten SAR für die Szenarien mit seitlicher Befeldung des Kopfes mit D = 25 cm und frontaler Befeldung des Rumpfes mit D = 30 cm (Körpermodelle ohne Implantate).

Tabelle 10.5 fasst die Berechnungsergebnisse in Form der maximalen über 10g gemittelten SAR (maxSAR10g) für das untersuchte Gerät und die Expositionsszenarien mit Personen ohne Implantate zusammen (effektive Sendeleistung 40 mW, Tastverhältnis der Aussendungen 0,09).

Abbildung 10.67 zeigt schließlich vergleichend die Berechnungsergebnisse für die Expositionssituationen mit und ohne Implantate. Die Implantate führen erwartungsgemäß zu einer Erhöhung der lokalen SAR in unmittelbarer Nähe der Implantate. Im Fall der Lendenwirbelsäulenfixierung fällt diese relative Erhöhung im Vergleich zur Situation ohne Implantat besonders deutlich aus, was sich durch Resonanzeffekte erklären lässt (vgl. [75]).

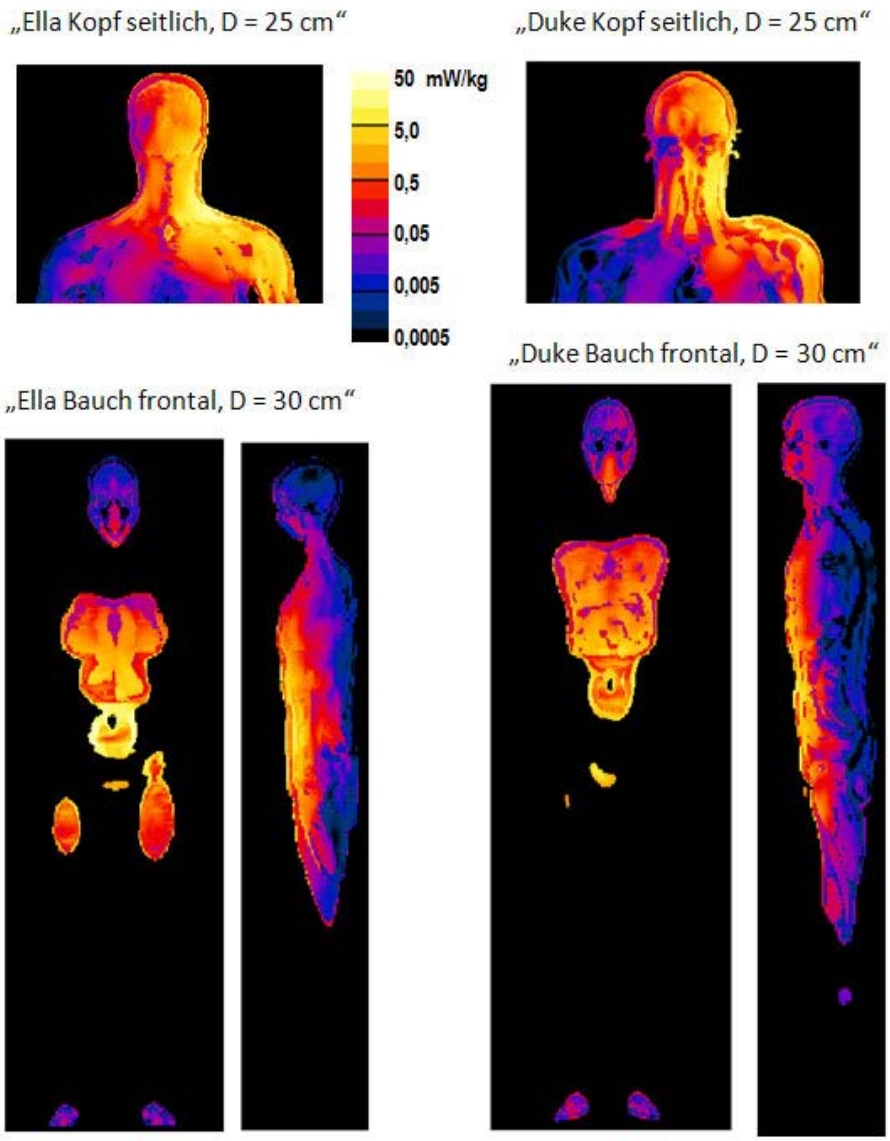


Abbildung 10.66: Verteilung der (ungemittelten) SAR in Vertikalschnitten durch das SAR-Maximum für die Szenarien mit geringerer Entfernung zum Gerät

Szenario	max. SAR_{10g} [mW/kg]
„Ella Kopf seitlich D=25 cm“	15,5
„Duke Kopf seitlich D=25 cm“	12,2
„Ella Kopf seitlich D=1 m“	1,28
„Duke Kopf seitlich D=1 m“	0,86
„Ella Bauch frontal D=30 cm“	5,11
„Duke Bauch frontal D=30 cm“	6,32
„Ella Bauch frontal D=1 m“	1,21
„Duke Bauch frontal D=1 m“	0,71

Tabelle 10.5: Maximale über 10g Gewebe gemittelte SAR in den numerisch untersuchten Szenarien

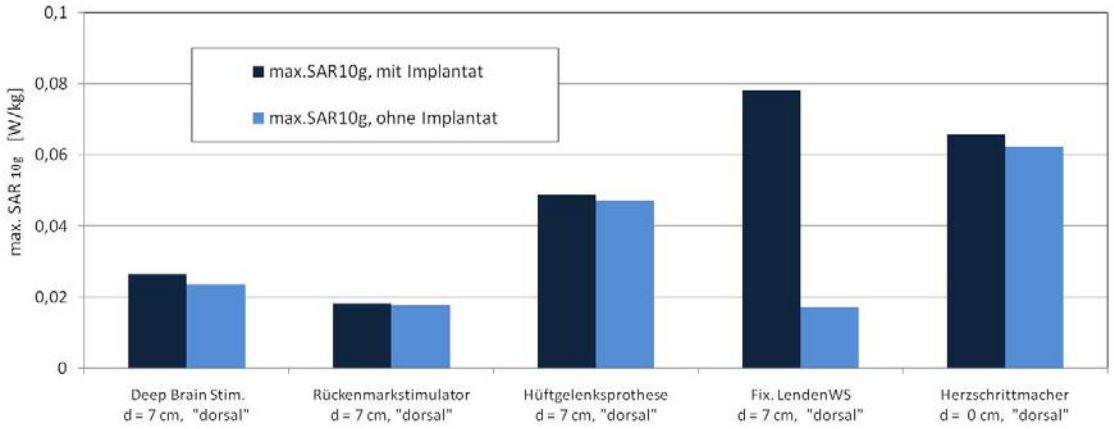


Abbildung 10.67: Vergleich der maximalen über 10g Gewebe gemittelten SAR für die untersuchten Expositionsszenarien mit dem UHF-RFID Lesegerät (868 MHz) mit und ohne Implantate

10.13.2.7 Unsicherheit der Berechnungsergebnisse

Eine Analyse der numerischen Unsicherheiten zufolge limitierter räumlicher Auflösung und Variabilität der dielektrischen Gewebeeigenschaften wurde durch zusätzliche Simulationen mit besserer Auflösung des Rechengitters (bis 0,5 mm anstatt 1,0 mm) und Variation der dielektrischen Gewebeeigenschaften um ±20% durchgeführt und führte auf Unsicherheitswerte von 5% (räumliche Auflösung) und 12% (dielektrische Gewebeeigenschaften). Für die Unsicherheit der Quellenvalidierung (SAR-Messung und Fernfeldmessung kann eine mittlere Standard-Unsicherheit von ca. ±20,0% im Hinblick auf die max.SAR$_{10g}$ angesetzt werden. Damit ergibt sich für die Berechnungsergebnisse unter der Annahme statistischer Unabhängigkeit der genannten Unsicherheitsbeiträge, eine Standard-Gesamtunsicherheit von ca. ±24%.

10.13.3 Gesamtbewertung von Mess- und Berechnungsergebnissen

Für Ganzkörper-Expositionsszenarien mit Distanzen von mehr als 1 m zu üblichen UHF-RFID Lesegeräten kann bereits auf Basis theoretischer Überlegungen gezeigt werden, dass eine Überschreitung der ICNIRP 1998 Basiswerte für die Allgemeinbevölkerung ausgeschlossen werden kann, wenn die Lesegeräte die Anforderungen der Funkregulierung erfüllen (Sendeleistung max. 2 W ERP).

Die numerischen Berechnungsergebnisse und SAR-Messergebnisse mit einem konkreten Vertreter dieser Gerätekategorie ergaben relativ geringe SAR Werte, die selbst bei Berührung der Antennenabdeckung noch unterhalb der Basiswerte lagen und ergeben damit für das konkret untersuchte Gerät keinen Hinweis auf mögliche Basiswertüberschreitungen auch bei geringeren Distanzen zu den Geräteantennen.

Da sich die angeführten Ergebniswerte (z.B., max.SAR10g = 0,54 W/kg bei Berührung der Antennenabdeckung) auf die tatsächliche effektive Sendeleistung des untersuchten Gerätes beziehen (40 mW, entsprechend ca. 1,9 W ERP, mit Tastverhältnis 0,09) beziehen, bedeutet dies, dass im allgemeinen Fall mit einem theoretischen Tastverhältnis von 1 und Ausschöpfung der Sendeleistungsgrenze im Hinblick auf die Funkzulassung (2 W ERP) bei Berührung der Antennenabdeckung eine Überschreitung des maxSAR$_{10g}$ Basiswertes für die Allgemeinbevölkerung nach ICNIRP 1998 (2 W/kg für Kopf und Rumpf) möglich ist.

Dies gilt insbesondere bei Befeldung von Körperregionen mit metallischen Implantaten.

10.14 Stationäre Mikrowellen Lesegeräte (2,45 GHz)

Wie auch im UHF Bereich werden stationäre RFID-Lesegeräte mit Arbeitsfrequenzen im Mikrowellenbereich häufig in der Warenlogistik bzw. zur Steuerung und Kontrolle von Produktionsabläufen eingesetzt. Eine weitere Anwendung, wie im Fall des konkret untersuchten Gerätes, ist der Einsatz zur automatischen Erfassung von Fahrzeugen, z.B. an Mautstellen. Je nach Anwendung werden solche Leser typischer Weise an Wänden bzw. an Säulen oder an dafür vorgesehenen Konstruktionselementen (z.B. Masten oder abgehängt von der Decke) fix montiert.

Abbildung 10.68 zeigt das in dieser Produktkategorie untersuchte Gerät *Transit Edge* der Fa. Nedap, das für die messtechnischen Untersuchungen vom Hersteller zur Verfügung gestellt wurde. Die gesamte Elektronik inklusive HF-Teil und die (planare) Antenne ist in einem kompakten Gehäuse (ca. 30 cm x 24 cm x 11 cm) mit antennenseitiger Kunststoffabdeckung untergebracht.

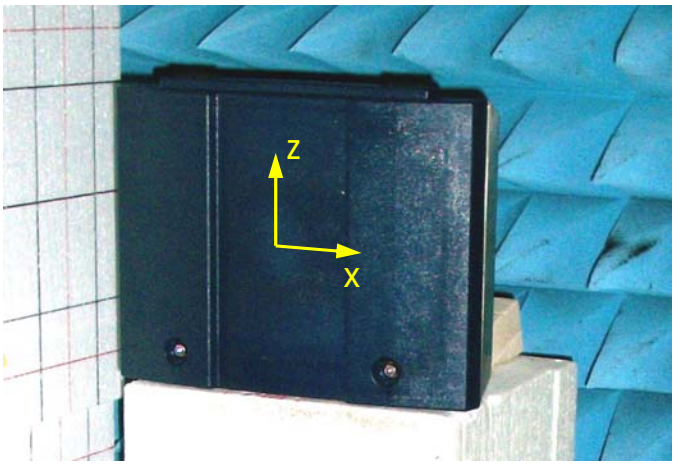


Abbildung 10.68: Untersuchter stationärer Mikrowellen-Leser (Fa. Nedap)

Da die Größen üblicher Antennen für Mikrowellen-RFID Lesegeräte deutlich kleiner als typische Körperabmessungen sind, kann man von Ganzkörperexposition sinnvoller Weise erst ab Distanzen von zumindest 1 m zur Antenne ausgehen. Geht man dabei zusätzlich in konservativer Weise vom Vorliegen von Fernfeldbedingungen aus, so kann auf einfache Weise gezeigt werden, dass die maximal zu erwartende Exposition deutlich unterhalb der Basiswerte für die Allgemeinbevölkerung liegt (Abbildung 10.69).

Für das hier betrachtete Lesegerät beträgt der Maximalwert der elektrischen Feldstärke in 1 m Entfernung weniger als 3 V/m. Der entsprechende ICNIRP-Referenzwert für die Allgemeinbevölkerung liegt bei 61,4 V/m (entsprechend 10 W/m^2). D.h., die Immissionen liegen mehr als einen Faktor 20 unterhalb der Feldstärke-Referenzwerte, und damit mehr als einen Faktor 400 unterhalb der Leistungsflussdichte-Grenzwerte. Berücksichtigt man neueste Erkenntnisse hinsichtlich der möglicherweise nicht konservativen Referenzwerte für Kinder bzw. kleine Personen im Arbeitsfrequenzbereich des Gerätes [74] ist trotzdem noch davon auszugehen, dass auch die vom betrachteten Gerät verursachte Ganzkörper-SAR in einem Abstand von 1 m oder mehr um zumindest einen Faktor von ca. 250 unterhalb des ICNIRP Basiswertes für die Allgemeinbevölkerung liegt, d.h., bei weniger als ca. 0,3 mW/kg.

In einer allgemeinen Betrachtungsweise, ausgehend von der seitens der Funkregulierung zulässigen maximalen effektiven Sendeleistung von Mikrowellen-RFID-Lesegeräten (500 mW EIRP), kann unter der Annahme idealer Ausbreitungsbedingungen (Anwendung der Fernfeldformel) der in Abbildung 10.69 dargestellte Vergleich angestellt werden. Daraus ist ersichtlich, dass ausreichende Reserve besteht, so dass selbst bei Feldüberhöhungen, z.B., zufolge stark reflexiver Umgebung bzw. kontinuierlicher Aussendung eine Annäherung an bzw. eine Überschreitung der Referenz- bzw. Basiswerte durch Mikrowellen-RFID-

Geräte in mehr als ca. 1 m Entfernung ausgeschlossen werden kann. Für die meisten in der Praxis anzutreffenden Mikrowellen-RFID-Geräte kann sogar angenommen werden, dass auch bei geringerer Distanz und damit zunehmend lokaler Exposition mit keiner Überschreitung der Basiswerte zu rechnen ist.

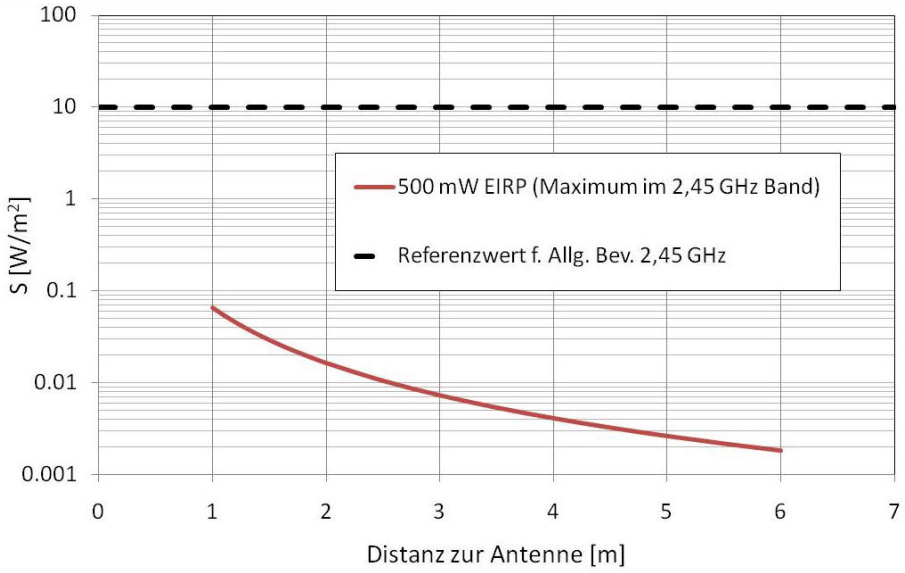


Abbildung 10.69: Vergleich der theoretisch, unter idealen Ausbreitungsbedingungen im Fernfeld eines mit maximal zulässiger effektiver Sendeleistung betriebenen Mikrowellen-RFID Lesegerätes zu erwartenden Leistungsflussdichte mit dem ICNIRP-Referenzwert für die Allgemeinbevölkerung

10.14.1 Messtechnische Charakterisierung der emittierten Signale

Nach Aktivierung des Gerätes wir ein kontinuierliches Trägersignal im Arbeitsfrequenzbereich (2446,8 MHz – 2449,2 MHz) abgestrahlt.

Aus Messungen der elektrischen Feldstärke im Absorberraum lässt sich für das Gerät eine maximale Sendeleistung von ca. 375 mW EIRP abschätzen (vgl. Kapitel 10.14.4).

10.14.2 Messunsicherheit

Die erweiterte Kalibrierunsicherheit (k=2) der verwendeten Messgeräte liegt bei ±20%. Aufgrund der Feldgradienten nahe zum untersuchten Gerät, ergibt sich durch die Positionierunsicherheit der Feldsonden (±1 cm), vor allem in Messpunkten nahe zur Quelle, ein weiterer Unsicherheitsbeitrag, der experimentell zu ca. max. ±7% (Standardunsicherheit) abgeschätzt wurde. Daraus ergibt sich eine gesamte erweitere Messunsicherheit von maximal ca. ±24% (k=2). Für die SAR-Messungen gilt eine gemäß IEC 62209-2 erhobene resultierende Gesamtunsicherheit (k=2) von ±23,0%.

10.14.3 Messergebnisse und Bewertung

Für die Immissionsmessungen zum Vergleich mit den Referenzwerten wurde ein Messpunktgitter entsprechend Abbildung 5.4 verwendet.

Abbildung 10.70 zeigt die Verteilung der elektrischen Feldstärke (Effektivwerte) in der Vertikalebene in 10 cm Distanz zur antennenseitigen Geräteoberfläche, sowie den Feldstärkeverlauf bei Entfernung von der Antenne entlang einer Normalachse durch den Mittelpunkt der antennenseitigen Geräteoberfläche (rechts).

Messungen der magnetischen Feldkomponenten wurden, mangels Verfügbarkeit von isotropen Magnetfeldsonden für den Arbeitsfrequenzbereich des Gerätes, nicht durchgeführt.

Bei quadratischer räumlicher Mittelung der Messwerte für die elektrische Feldstärke über das gemäß EN 62369-1 für an der Wand montierte Geräte (Antennen) zu verwendende Raster ergibt sich ein Mittelwert für den Effektivwert der elektrischen Feldstärke von 4,5 V/m. Dies liegt unterhalb der Referenzwerte für die Allgemeinbevölkerung und berufliche Exposition nach ICNIRP 1998.

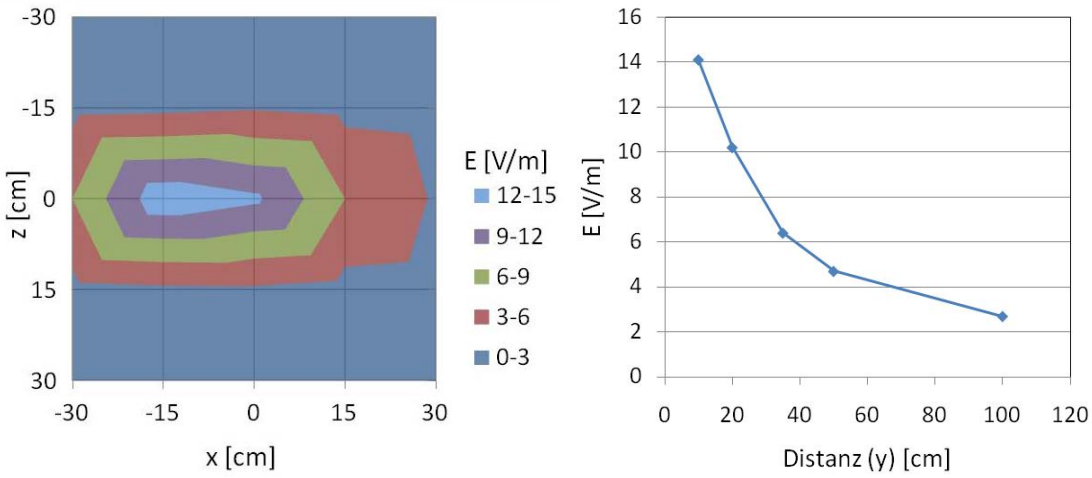


Abbildung 10.70: Elektrische Feldstärke (Effektivwerte) in 10 cm Abstand zur Antennenseite des Gerätes (links) und Verlauf der elektrischen Feldstärke (Effektivwerte) bei Entfernung von der Antenne entlang einer horizontalen Achse durch den Antennenmittelpunkt

Eine SAR-Messung im homogenen Flachphantom gemäß IEC 62209-2 bei Berührung zwischen antennenseitigem Gerätegehäuse und Phantomboden (Abbildung 10.71) ergab einen maxSAR10g Wert von 0,57 W/kg.

Abbildung 10.71: Untersuchte Anordnung bei der SAR-Messung mit dem Mikrowellen-Lesegerät

Zusätzlich zu den messtechnischen Untersuchungen wurden für dieses Gerät auch numerische Berechnungen im Hinblick auf die SAR in unterschiedlichen Expositionsszenarien durchgeführt, die in den folgenden Kapiteln beschrieben werden.

10.14.4 Validierung des numerischen Quellenmodells

Auf Basis von detaillierten Messungen der Feldverteilung in unterschiedlichen Entfernungen zur Oberfläche der Antenne wurde ein numerisches Quellenmodell für die Antenne Mikrowellen-Lesers *Transit Edge* entwickelt. Die Validierung des Quellenmodells erfolgte auf Basis von SAR-Messungen, sowie auf Basis von Feldstärkemessungen im Fernfeld (Absorberhalle).

Abbildung 10.72 zeigt einen Vergleich der Abstrahlcharakteristik zwischen numerischem Quellenmodell und dem realen Gerät, gemessen in 3 m Abstand in der Absorberhalle, jeweils bei horizontaler und vertikaler Polarisation der Empfangsantenne. Die Abweichungen zwischen den Messwerten und den bei einer effektiven Sendeleistung von 42 mW numerisch berechneten Werten liegen im Bereich von weniger als ca. 15%. Eine effektive Sendeleistung von 42 mW entspricht, unter Berücksichtigung des aus den mit dem numerischen Antennenmodell ermittelten Antennengewinn von etwa 9,5 dBi, einer Sendeleistung von ca. 375 mW (EIRP). Dies ist plausibel, da die maximal zulässigen Aussendungen im Arbeitsfrequenzbereich des Gerätes bei 500 mW (EIRP) liegen.

Zusätzlich zur Quellenvalidierung auf Basis der Fernfeldeigenschaften der Quelle wurden auch ein Vergleich auf Basis der im Flachphantom verursachten SAR bei Berührung zwischen antennenseitiger Geräteabdeckung und Phantomboden angestellt (Messprozedur gemäß IEC 62209-2).

Abbildung 10.73 zeigt grafisch den Vergleich zwischen numerischer Berechnung (mit 40 mW Sendeleistung) und Messung in der Ebene 10 mm innerhalb des Phantoms (Parallelebene zur antennenseitigen Geräteoberfläche). Es zeigt sich auch hier gute Übereinstimmung im Rahmen der zu erwartenden Genauigkeit zwischen Messung und Simulation mit dem numerischen Quellenmodell. Die mit dem Basiswert für lokale Exposition zu vergleichende max.SAR10g ergab sich zu 0,57W/kg (Messung) bzw. 0,45 W/kg (Simulation).

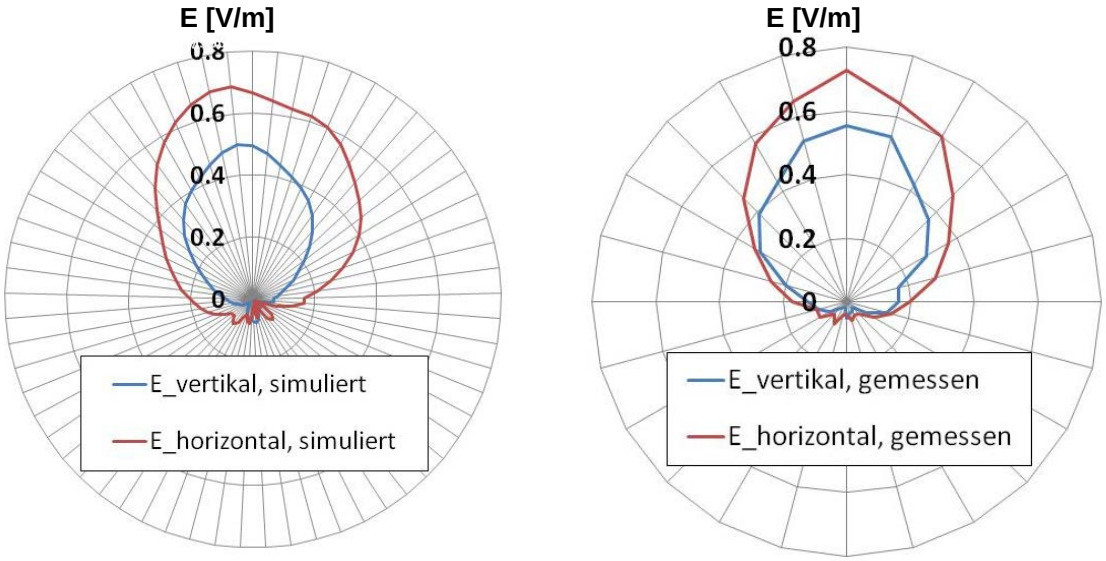


Abbildung 10.72: Vergleich der Abstrahlcharakteristik (Effektivwerte der elektrischen Feldstärke in 3 m Entfernung) des numerischen Antennenmodells bei 42 mW effektiver Sendeleistung (links) und dem realen Gerät, gemessenen in der Absorberhalle (rechts). Horizontalschnitt durch die Abstrahlcharakteristik bei Gerät in Gebrauchshaltung.

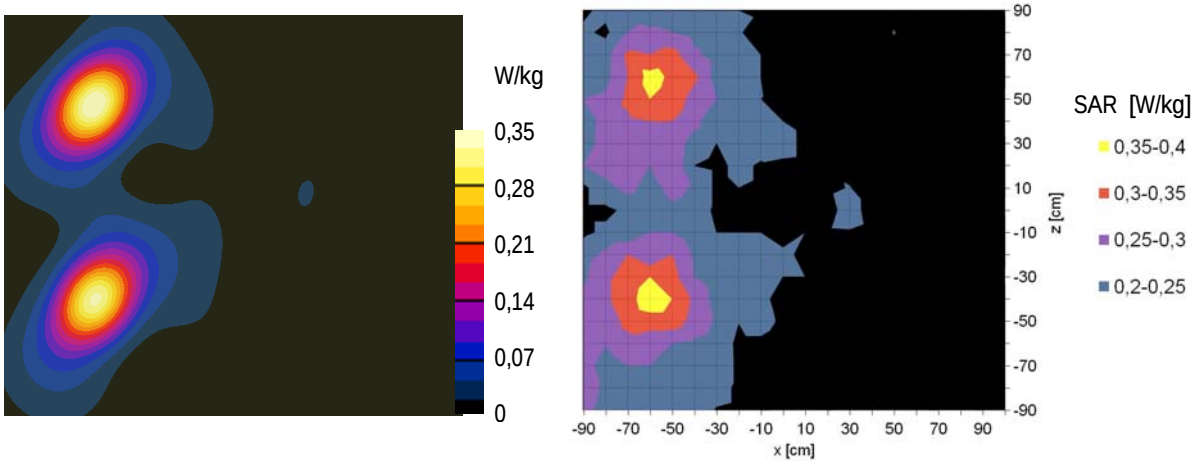


Abbildung 10.73: Vergleich der SAR-Verteilung zwischen Simulation und Messung in der Ebene 10 mm innerhalb des Phantoms direkt über dem Leser (antennenseitiges Gerätegehäuse berührt Phantomboden)

10.14.5 Betrachtete Expositionssituationen

Für Ganzkörperexpositionen durch Mikrowellen-Lesegeräte haben die oben angestellten theoretischen Betrachtungen bereits gezeigt, dass mit keinen Überschreitungen der ICNIRP 1998 Basiswerte durch zur Funkregulierung konforme UHF-Lesegeräte zu rechnen ist.

Aufgrund ähnlicher Anwendungsszenarien von UHF- und Mikrowellen-Lesegeräten, gilt auch hier, dass lokale Expositionen mit strahlenschutztechnisch relevanter Expositionsdauer durch stationäre Lesegeräte in der Praxis wahrscheinlich eher selten auftreten werden, jedoch grundsätzlich nicht ausgeschlossen werden können. Für die im Folgenden beschriebenen, auf Basis numerischer Berechnungen analysierten Expositionssituationen wurden die in Abbildung 10.74 dargestellten Situationen betrachtet. Sie entsprechen Situationen, wie sie in der Praxis unter ungünstigen Umständen durchaus auftreten können. Wie im vorangegangenen Abschnitt zu UHF-Lesegeräten, wird auch für das betrachtete Mikrowellen-Lesegerät einerseits die Situation einer seitlichen Befeldung des Kopfes betrachtet, wobei als Distanzen zwischen Gerätegehäuse und Kopf 25 cm und 1 m angenommen wurden, und andererseits die Situation mit frontaler Befeldung des Rumpfes mit Distanzen von 30 cm und 1 m zum Gerätegehäuse. Diese vier Expositionssituationen wurden wieder sowohl mit dem Körpermodell „Duke“ als auch mit dem Modell „Ella“ analysiert.

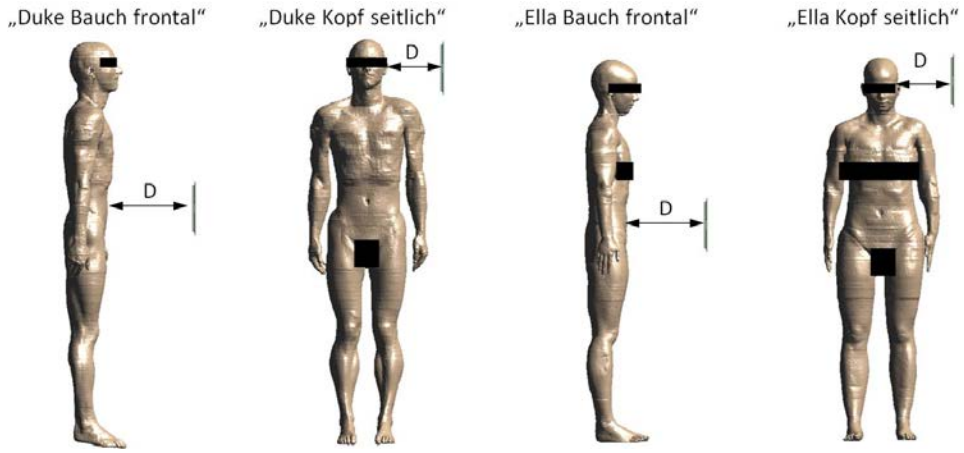


Abbildung 10.74: Betrachtete Expositionsszenarien mit dem stationären Mikrowellen-Lesegerät

10.14.6 Berechnungsergebnisse

Abbildung 10.75 zeigt grafisch die Verteilung der ungemittelten SAR für die Szenarien mit jeweils geringerem Abstand zum Lesegerät.

Tabelle 10.6 fasst die Berechnungsergebnisse in Form der maximalen über 10g gemittelten SAR (maxSAR10g) zusammen. Alle angeführten Ergebniswerte beziehen sich auf eine effektive Sendeleistung des Gerätes von 42 mW, entsprechend ca. 375 mW (EIRP).

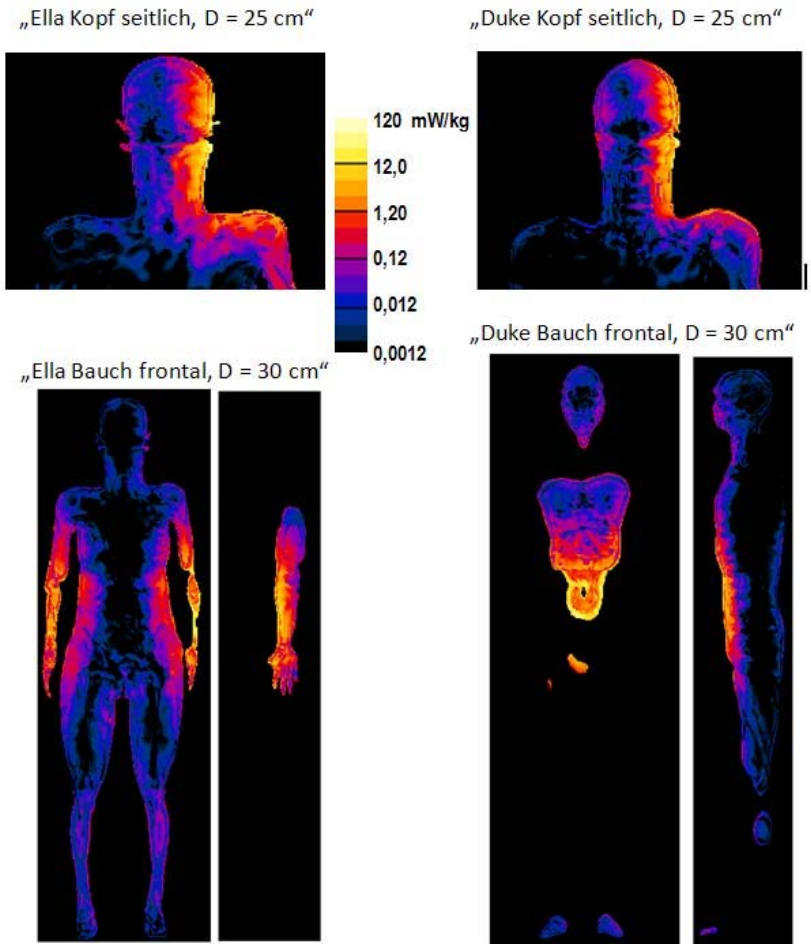


Abbildung 10.75: Verteilung der (ungemittelten) SAR in Vertikalschnitten durch das SAR-Maximum für die Szenarien mit geringerer Entfernung zum Gerät

Szenario	max. SAR_{10g} [mW/kg]
„Ella Kopf seitlich D=25 cm“	49,4
„Duke Kopf seitlich D=25 cm“	50,2
„Ella Kopf seitlich D=1 m“	2,78
„Duke Kopf seitlich D=1 m“	3,34
„Ella Bauch frontal D=30 cm“	30,0
„Duke Bauch frontal D=30 cm“	21,3
„Ella Bauch frontal D=1 m“	2,18
„Duke Bauch frontal D=1 m“	1,94

Tabelle 10.6: Maximale über 10g Gewebe gemittelte SAR in den numerisch untersuchten Szenarien

10.14.7 Unsicherheiten der numerischen Berechnungsergebnisse

Eine Analyse der numerischen Unsicherheiten zufolge limitierter räumlicher Auflösung und Variabilität der dielektrischen Gewebeeigenschaften wurde durch zusätzliche Simulationen mit besserer Auflösung des Rechengitters (bis 0,5 mm anstatt 1,0 mm) und Variation der dielektrischen Gewebeeigenschaften um ±20% durchgeführt und führte auf Unsicherheitswerte von ±4% (räumliche Auflösung) und ±10% (dielektrische Gewebeeigenschaften). Für die Unsicherheit der Quellenvalidierung (SAR-Messung und Fernfeldmessung kann eine mittlere Standard-Unsicherheit von ca. ±20,0% im Hinblick auf die max.SAR_{10g} angesetzt werden. Damit ergibt sich für die Berechnungsergebnisse unter der Annahme statistischer Unabhängigkeit der genannten Unsicherheitsbeiträge, eine Standard-Gesamtunsicherheit von ca. ±23%.

10.14.8 Gesamtbewertung von Mess- und Berechnungsergebnissen

Für Ganzkörper-Expositionsszenarien mit Distanzen von mehr als 1 m zu üblichen Mikrowellen-RFID Lesegeräten kann bereits auf Basis theoretischer Überlegungen gezeigt werden, dass eine Überschreitung der ICNIRP 1998 Basiswerte für die Allgemeinbevölkerung ausgeschlossen werden kann, wenn die Lesegeräte die Anforderungen der Funkregulierung erfüllen (Sendeleistung max. 500 mW EIRP).

Die numerischen Berechnungsergebnisse und SAR-Messergebnisse mit einem konkreten Mikrowellen-Lesegerät ergaben relativ geringe SAR Werte, die selbst bei Berührung der Antennenabdeckung noch unterhalb der Basiswerte lagen und ergeben damit für das konkret untersuchte Gerät keinen Hinweis auf mögliche Basiswertüberschreitungen auch bei geringeren Distanzen zu den Geräteantennen.

Für den allgemeinen Fall unmittelbarer Annäherung an die Antenne kann auf Grundlage der erhaltenen Ergebniswerte (z.B., max.SAR10g = 0,57 W/kg bei Berührung der Antennenabdeckung mit 42 mW effektiver Sendeleistung, entsprechend ca. 375 mW EIRP), speziell bei Ausschöpfung der Sendeleistungsgrenze im Hinblick auf die Funkzulassung (500 mW EIRP) und unter Berücksichtigung möglicher anderer Antennengeometrien und –anordnungen eine Überschreitung der ICNIRP Basiswerte (2 W/kg für Kopf und Rumpf) nicht ausgeschlossen werden.

10.15 Zusammenfassende Bewertung von Expositionen durch Mehrbit-RFID Lesegeräte

Auf Basis der durchgeführten messtechnischen Untersuchungen und numerischen Berechnungen, ergänzt durch theoretische Betrachtungen können für Mehrbit-RFID Lesegeräte die folgenden Schlussfolgerungen abgeleitet werden:

Bei Exposition durch Proximity-Lesegeräte (Reichweiten bis 10 cm), mit Arbeitsfrequenzen bei 120 kHz und 13,56 MHz, sowie von handgehaltenen RF-Lesegeräten und NFC-Mobiltelefonen (beides ebenfalls bei 13,56 MHz), sind unter üblichen Nutzungsbedingungen keine Überschreitungen der in den ICNIRP Guidelines von 1998 [7] bzw. in der EU-Ratsempfehlung 1999/519/EG [41] definierten Basiswerte zu erwarten. Angemerkt wird an dieser Stelle, dass für LF-Proximity-Lesegeräte (120 kHz) bei Anwendung der neuen ICNIRP Guidelines 2010 [59] ein abweichendes Beurteilungsergebnis nicht ausgeschlossen werden kann.

Im Hinblick auf die Exposition durch Vicinity-Lesegeräte (Reichweiten typ. bis ca. 80 cm) besteht aus strahlenschutztechnischer Sicht ein deutlicher Unterschied zwischen LF-Systemen (120 kHz) und RF-Systemen (13,56 MHz).

Während für RF-Systeme die Immissionswerte (in Form der magnetischen Feldstärke) teilweise deutlich über den Referenzwerten für die Allgemeinbevölkerung nach [7] bzw. [41] liegen können, ergaben die durchgeführten numerischen Untersuchungen durchwegs SAR-Werte, die deutlich unterhalb der anzuwendenden Basiswerte für die Allgemeinbevölkerung liegen. Auch wenn aufgrund der gegenwärtig nur in beschränktem Maß vorliegenden Daten eine Verallgemeinerung dieses Befundes nicht möglich ist, so erscheint die Möglichkeit einer Überschreitung der Basiswerte bei Exposition durch RF-Vicinity Systeme in der Praxis, selbst bei unmittelbarer Annäherung an die Antennen, als äußerst unwahrscheinlich.

Demgegenüber zeigten die numerischen Berechnungsergebnisse bei Exposition gegenüber LF-Vicinity Lesegeräten deutlich, dass speziell bei Geräten mit großen Reichweiten für kleine Transponder (ohne Eisenkern) Überschreitungen der Basiswerte für die Allgemeinbevölkerung gemäß [7] bzw. [41], selbst bei seitlichem Abstand von 20 cm zu den Antennen nicht ausgeschlossen werden können. Auch hier muss wieder angemerkt werden, dass sich dieses Beurteilungsergebnis bei Anwendung der neuen ICNIRP Guidelines 2010 [59], im Sinne einer größeren Grenzwertüberschreitung bzw. einer Grenzwertüberschreitung in größeren Distanzen zur Antenne ändern kann.

Im Hinblick auf UHF- und Mikrowellen Lesegeräte zeigen die durchgeführten Analysen, dass Überschreitungen der Basiswerte für die Allgemeinbevölkerung gemäß [7] bzw. [41] für Distanzen > ca. 1 m ausgeschlossen werden können, sofern die Lesegeräte der gegenwärtigen Funkregulierung [5] entsprechen. Auf Grundlage der durchgeführten numerischen Berechnungen mit unterschiedlichen Körpermodellen und SAR Messungen mit konkreten Geräten kann auch bei geringerer Distanzen zur Antenne (> ca. 10 cm) für in der Praxis übliche Szenarien mit großer Wahrscheinlichkeit davon ausgegangen werden, dass es zu keinen Überschreitungen der Basiswerte für die Allgemeinbevölkerung kommt. Für unmittelbare Annäherung an die Antenne (< ca. 10 cm) können bei längerer Expositionsdauer Überschreitungen der lokalen SAR Basiswerte nicht mehr ausgeschlossen werden, sind jedoch nicht zwingend zu erwarten. In solchen Fällen spielen, neben dem konkreten Abstand zur Antenne, vor allem die Antennengeometrie eine zentrale Rolle. Eine Abklärung der Konformität zu den Basiswerten kann in solchen Situationen nur durch SAR-Messungen mit den konkret zur Diskussion stehenden Lesegeräten bzw. numerischen Berechnungen mit validierten Quellenmodellen erfolgen.

E. MÖGLICHE STÖRBEEINFLUSSUNG VON HERZSCHRITTMACHERN

11 NUMERISCHE BERECHNUNG DER INDUZIERTEN STÖRSPANNUNG AM EINGANG VON IMPLANTIERBAREN HERZSCHRITTMACHERN

In den vergangenen Jahrzehnten ist die Anzahl aktiver elektronischer Implantate stark angestiegen. Herzschrittmacher, Implantierbare Cadioverter Defibrillatoren (ICD), Deep Brain Stimulatoren zur Behandlung der Symptome von Parkinson-Patienten, Rückenmark-Stimulatoren und andere Neurostimulatoren zur Schmerztherapie, implantierbare Insulinpumpen, usw. werden heute in großer Anzahl implantiert. Im Hinblick auf eine mögliche Störbeeinflussung durch externe elektromagnetische Felder sind jedoch insbesondere Herzschrittmacher und ICDs von Interesse, da für diese Implantate, im Gegensatz zu den anderen genannten, die korrekte Detektion von physiologisch im Körper auftretenden elektrischen Signalen Grundvoraussetzung für deren verlässliche Funktion ist. Etwaige, von äußeren elektromagnetischen Feldern im Körper induzierte Ströme bzw. Feldstärken können potenziell die Detektionselektronik solcher Geräte stören bzw. zu Fehlinterpretationen der detektierten Signale führen, Fehlfunktionen (im physiologischen Sinn) nach sich ziehen kann. Da die Detektionselektronik von Herzschrittmachern und ICDs typischer Weise ähnlich konzipiert ist, Herzschrittmacher üblicher Weise empfindlichere Detektionsschwellen besitzen und wesentlich mehr wissenschaftliches Datenmaterial zum Themenkreis möglicher elektromagnetischer Störbeeinflussung (und damit Grundlagen für die Ergebnisinterpretation) für Herzschrittmacher existieren, werden die Berechnungen hier auf Herzschrittmacher eingeschränkt.

Moderne implantierbare Herzschrittmacher können, stark vereinfacht ausgedrückt, als intelligente Impulsgeneratoren betrachtet werden, die die natürliche Herzaktion überwachen und bei Bedarf einen elektrischen Stimulus an den Herzmuskel abgeben, um die Kontraktion des Herzens zu initiieren. Der Herzschrittmacher (Impulsgenerator) selbst ist zumeist im oberen Bereich des rechten (rechts-pektorale Implantationsart) oder linken (links-pektorale Implantationsart) Brustmuskels implantiert. Vom Herzschrittmacher führen eine (bei Einkammerschrittmachern) oder mehrere (bei Mehrkammerschrittmachern) Elektroden durch die in die Herzkammer(n). Die Überwachung der natürlichen Herzaktion durch den Schrittmacher erfolgt dabei elektrisch, d.h., der Herzschrittmacher detektiert die von der natürlichen Herzaktion hervorgerufenen elektrischen Signale über die Elektroden. Stellt der Herzschrittmacher auf Basis der Analyse des detektierten elektrischen Signals fest, dass eine Intervention notwendig ist, generiert er einen elektrischen Impuls, der über die Elektroden an das Herz geleitet wird und damit die Kontraktion des Herzens auslöst. Zur optimalen Anpassung der Therapie an die Vielzahl der denkbaren Krankheitsbilder, sind moderne Herzschrittmacher in einer Vielzahl von Parametern (Stimulusamplitude, Detektionsempfindlichkeit, bipolare oder unipolare Detektion bzw. Stimulusabgabe, etc.) in weiten Grenzen programmierbar. Von bipolarer Konfiguration spricht man in diesem Zusammenhang, wenn die Stimulusabgabe bzw. die Detektion der von der natürlichen Herzaktion hervorgerufenen Spannung zwischen der Elektrodenspitze und einem etwas zurückversetzten Metallring im Elektrodenmantel erfolgt (Entfernung zwischen Elektrodenspitze und Metallring typischerweise weniger als 20 mm) . Im Gegensatz dazu spricht man von unipolarer Konfiguration, wenn die Stimulusabgabe bzw. die Detektion zwischen dem Herzschrittmachergehäuse und der Elektrodenspitze erfolgt.

11.1 Auswahl der betrachteten RFID-Quellen

Die Auswahl der konkret zu betrachtenden RFID-Geräte für die Berechnungen der am Herzschrittmachereingang induzierten Störspannungen wurde gemäß Projektdefinition auf Basis eines Vergleichs der in den vorangegangenen Arbeitspaketen messtechnisch erhobenen Immissionswerten mit den im Normentwurf DIN VDE 0848-3-1 (Ausgabe Mai 2002) [47] festgelegten maximal zulässigen Spitzenwerten der externen Feldgrößen in denen sich, gemäß der Festlegungen im Normentwurf DIN VDE 0848-3-1 (Ausgabe Mai 2002), Herzschrittmacher-patienten aufhalten können, ohne Störungen ihrer Implantate befürchten zu müssen. Jene RFID-Geräte, die relativ zu den genannten maximal zulässigen Werten die höchsten Immissionen verursachen, wurden für die numerischen Berechnungen betrachtet. Zum besseren Verständnis für den Leser soll zunächst kurz auf das grundlegende Konzept des Normentwurfs DIN VDE 0848-3-1 (Ausgabe Mai 2002) eingegangen werden, sowie die darin getroffenen Festlegungen im Kontext mit EN 45502-2-1 [49] diskutiert werden.

11.1.1 Störschwellen nach Normentwurf DIN VDE 0848-3-1 und Prüfspannungen nach EN 45502-2-1

Der Normentwurf DIN VDE 0848-3-1 war eines der ersten Dokumente weltweit, das sich sehr tiefgreifend mit der Definition von maximal zulässigen externen elektrischen und magnetischen Feldstärken auseinandersetzt, in denen sich ein Patient mit Herzschrittmacher bedenkenlos aufhalten kann. Aus physikalischer Sicht besteht die Herausforderung bei der Festlegung von maximal zulässigen Werten der externen Feldstärken in der Entwicklung eines geeigneten Umrechenverfahrens zwischen den äußeren Feldstärken und der durch sie am Herzschrittmachereingang induzierten Störspannung, die letztendlich für Störungen bzw. Fehlinterpretationen in der Detektionselektronik ausschließlich relevant ist. Da bei dieser Umrechnung viele in der Praxis stark variierende Parameter zu berücksichtigen sind (z.B. Feldpolarisation relativ zur Elektrodenlage, Elektrodeneigenschaften, geometrischer Verlauf der Elektrode im Körper, Eigenschaften des die Elektrode umgebenden Gewebes, Empfindlichkeit und Betriebsart des Herzschrittmachers, etc.), wurde bei dem im Normentwurf DIN VDE 0848-3-1 festgelegten Umrechnungsverfahren ein konservativer Ansatz gewählt, bei dem alle zu berücksichtigenden Parameter (in realistischen Grenzen) so gewählt wurden, dass die am Herzschrittmachereingang auftretende Störspannung maximal wird.
Der Normentwurf DIN VDE 0848-3-1 (Ausgabe Mai 2002) definiert weiters drei Kategorien von Herzschrittmachern, nämlich *angemessen störfeste* (Kategorie 0), *eingeschränkt störfeste* (Kategorie 1) und *störempfindliche* (Kategorie 2) Implantate.

Als *angemessen störfeste* Herzschrittmacher werden solche Implantate eingestuft, bei denen es auch bei Expositionen mit den in der EU-Ratsempfehlung EG/519/1999 angeführten Referenzwerten und Spitzenfeldstärken zu keiner Störbeeinflussung kommen kann, wenn gleichzeitig auch einige weitere Bedingungen hinsichtlich der Spitzenwerte der elektrischen und magnetischen Feldstärke erfüllt sind. Ausgehend von dieser Definition sind in DIN VDE 0848-3-1 auch die dazugehörenden Spitze-Spitze Störspannungsschwellwerte U_{ss} angegeben (blaue Kurve in Abbildung 11.1).

Als *eingeschränkt störfeste* Herzschrittmacher werden jene Implantate bezeichnet, bei denen es bei Einhaltung der im Normentwurf DIN VDE 0848-3-1 (Ausgabe Mai 2002) Störspannungsschwellwerte zu keiner Störbeeinflussung kommt. Die Festlegung der Störspannungsschwellwerte erfolgte dabei unter Bedachtnahme auf die Signalform (Modulationsart) des einwirkenden äußeren Feldes, sodass für unterschiedliche, praktisch relevante Signalformen auch unterschiedliche Störspannungsschwellwerte festgelegt wurden. Aus diesen Störspannungsschwellwerten wurde anschließend (jeweils für jede betrachtete Modulationsart) mit dem erwähnten konservativen Umrechnungsverfahren die

zugehörigen Spitzenwerte für die äußeren elektrische und magnetische Feldstärke abgeleitet, bis zu der keine Gefährdung für Patienten mit Herzschrittmachern der Kategorie 1 besteht. Die niedrigsten Störspannungsschwellwerte wurden für allgemein amplitudenmodulierte bzw. getastete Felder festgelegt (rote Kurve in Abbildung 11.1).

Unter *störempfindlichen* Herzschrittmachern werden schließlich alle Herzschrittmacher verstanden, die weder der Kategorie 0 noch der Kategorie 1 zugeordnet werden können und für die eine Bewertung des elektromagnetischen Störungsrisikos daher nur auf Basis einer Einzelfallanalyse durchführbar ist. Gemäß [79] fielen nur ca. 5% der zwischen 1995 und 1999 implantierten Geräte in diese letztgenannte Kategorie der störempfindlichen Herzschrittmacher. Unterstellt man dem Technologiefortschritt bei Herzschrittmachern auch einen Fortschritt bei der Störunempfindlichkeit der Implantate, so ist dieser Prozentsatz gegenwärtig wahrscheinlich noch geringer.

Im Kontext der Problematik möglicher Störbeeinflussungen von Herzschrittmachern durch externe elektromagnetische Felder ist insbesondere auch die Norm EN 45502-2-1:2003 erwähnenswert. Diese unter der EU Richtlinie 90/385/EG über aktive implantierbare medizinische Geräte harmonisierte europäische Norm definiert, unter anderem, auch Anforderungen an die Störfestigkeit von Herzschrittmachern gegenüber am Eingang des Schrittmachers aufgeprägten elektrischen Störsignalen. In EN 45502-2-1 werden frequenzabhängig Störspannungsschwellwerte definiert, die Herzschrittmachern, die den Anforderungen der Norm entsprechen, beaufschlagt werden dürfen, ohne dass Fehlfunktionen auftreten.

Es drängt sich damit die Frage nach einem Vergleich bzw. der Vergleichbarkeit der in den beiden genannten Normen definierten Störspannungsschwellwerte auf. Grundsätzlich sind im Normentwurf DIN VDE 0848-3-1 wie auch in EN 45502-2-1 die festgelegten Störspannungsschwellwerte als Leerlaufspannungen direkt am Eingang des Herzschrittmachers (ohne Elektroden) definiert. Im Hinblick auf den praktischen Fall der Einkopplung des Störsignals über die Elektroden, ist jedoch auch die Elektrodenimpedanz zu berücksichtigen. Der Normentwurf DIN VDE 0848-3-1 geht dabei grundsätzlich immer in konservativer Weise von einer minimalen Elektrodenimpedanz aus, die im Frequenzbereich 50 kHz - 20 MHz im Bereich zwischen 300 Ω und 100 Ω liegt. Aus den in EN 45502-2-1 definierten Prüfaufbauten (Impedanznetzwerke zur Körpernachbildung bzw. Elektrodennachbildung) ergeben sich resultierende Quellimpedanzen der Störsignalaufprägung im Bereich von ca. 200 Ω bis 100 Ω, also durchaus vergleichbare Werte, was einen direkten Vergleich der in den Dokumenten definierten Störspannungsschwellwerte zulässig macht. Abbildung 11.1 zeigt diesen Vergleich grafisch, wobei für Kategorie 1 Schrittmacher die Störspannungs-schwellwerte für amplitudenmodulierte bzw. getastete Felder dargestellt sind (niedrigste Störspannungsschwellwerte).

Es zeigt sich dabei, dass insbesondere in einigen von RFID-Anwendungen genutzten Frequenzbereichen (z.B., 58 kHz, 120 kHz, 8,2 MHz) die Störspannungsschwellwerte nach EN 45502-2-1 deutlich höher liegen als die im Normentwurf DIN VDE 0848-3-1 definierten. Unter der Annahme, dass moderne Schrittmacher am europäischen Markt den Anforderungen nach EN 45502-2-1 genügen, und unter Miteinbeziehung der Tatsache, dass das im Normentwurf DIN VDE 0848-3-1 implementierte Umrechnungsverfahren bereits konservativer Natur ist, so ist davon auszugehen, dass die im Normentwurf DIN VDE 0848-3-1 definierten zulässigen Werte für die äußeren Feldstärken ein sehr hohes Maß an Konservativität aufweisen.

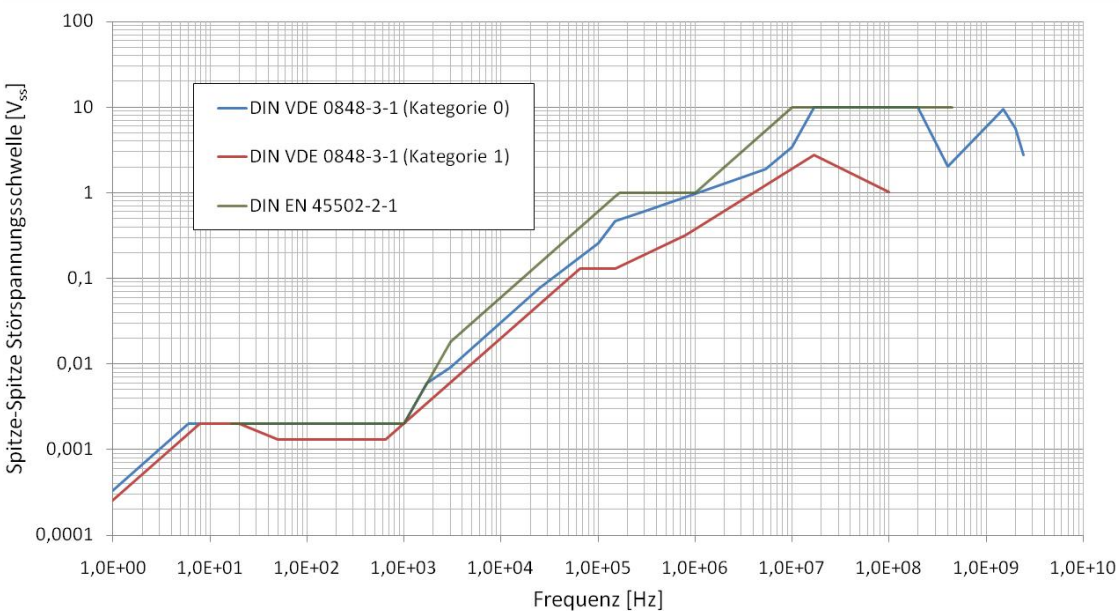


Abbildung 11.1: Vergleich der im Normentwurf DIN VDE 0848-3-1 und in DIN EN 45502-2-1 definierten Störspannungsschwellwerte

11.1.2 Vergleich der Immissionswerte von RFID Geräten mit den zulässigen Feldstärken nach Normentwurf DIN VDE 0848-3-1

Tabelle 11.1 listet, geordnet nach relativer Immissionsstärke, die maximalen Immissionen (Feldstärken-Spitzenwerte) in 10 cm Entfernung zu den im Rahmen der vorangegangenen Arbeitspakete messtechnisch untersuchten RFID-Geräten in einem Höhenbereich, in der sich typischer Weise der Thorax von Personen mit Herzschrittmachern befinden kann (120 – 160 cm über dem Fußboden) und zeigt einen Vergleich dieser Immissionswerte mit den gemäß Normentwurf DIN VDE 0840-3-1 jeweils maximal zulässigen Feldstärke-Spitzenwerten für Herzschrittmacher der Kategorie 1 (eingeschränkt störfest) in amplitudenmodulierten bzw. getasteten Feldern. Bei Magnetfeldexposition sind gemäß Normentwurf DIN VDE 08484-3-1 hinsichtlich einer potenziellen Störbeeinflussung im Frequenzbereich bis 150 kHz zwei unterschiedliche Einkoppelmechanismen zu unterscheiden, nämlich die direkte Einkopplung in das Herzschrittmachergerät und die Einkopplung über die Elektroden. Die festgelegten maximal zulässigen Feldstärkewerte sind jedoch so ausgelegt, dass sie vor beiden Einkoppelmechanismen ausreichend Schutz bieten. Zu beachten ist jedoch, dass für die direkte Einkopplung in das Herzschrittmachergerät eine räumliche Mittelung der magnetischen Feldstärke über nur 20 cm^2 beim Vergleich mit den maximal zulässigen Werten heranzuziehen ist, während im Hinblick auf die Einkopplung über die Elektroden eine Mittelungsfläche von 315 cm^2 zulässig ist. Die messtechnischen Untersuchungen mit RFID-Geräten im Frequenzbereich bis 150 kHz wurden daher im oben angegebenen Raumbereich zusätzlich zu dem Messungen mit einem isotropen 100 cm^2 Standardmessaufnehmer auch mit einem isotropen Messaufnehmer mit 20 cm^2 Aufnehmerquerschnitt durchgeführt. Für Geräte bis 150 kHz Arbeitsfrequenz sind in Tabelle 11.1 jeweils die maximalen, mit dem 20 cm^2 Messaufnehmer gemessenen Feldstärke-Spitzenwerte angegeben, da diese naturgemäß höher sind als Mittelwerte über größere Raumbereiche.

Das Potenzial für mögliche Störbeeinflussungen wird in Tabelle 11.1 für jede Geräteklasse auf Basis des Verhältnisses der maximalen Immissionswerte zu den maximal zulässigen Feldstärke-Spitzenwerten bewertet. Im Frequenzbereich bis 5,33 MHz sind im Normentwurf DIN VDE 0848-3-1 für Herzschrittmacher der Kategorie 1 in amplitudenmodulierten bzw. getasteten Feldern die maximal zulässigen Feldstärke-Spitzenwerte nicht als separate Limit-

Werte für die elektrische und magnetische Feldstärke festgelegt, sondern es ist eine kombinierte Bewertungsgröße (in Tabelle 11.1 mit „BG“ abgekürzt) zu bilden, die unterhalb eines festgelegten Wertes bleiben muss, um im Sinne von Normentwurf DIN VDE 0848-3-1 eine Störbeeinflussung auszuschließen. Für den Frequenzbereich oberhalb von 100 MHz sind im Normentwurf DIN VDE 0848-3-1 keine maximal zulässigen Feldstärkespitzenwerte für allgemeine amplitudenmodulierte bzw. getastete Felder für Herzschrittmacher der Kategorie 1 festgelegt. Für den Frequenzbereich von 850 MHz bis 2,5 GHz sind jedoch maximal zulässige Feldstärke-Spitzenwerte für GSM-modulierte Felder definiert, die in Tabelle 11.1 für den Vergleich herangezogen worden.

Geräteklasse	Frequenz	max. Immission $\hat{E}$, $\hat{H}$ und ggf. kombinierte Bewertungsgröße BG in d=10 cm, ca. Brusthöhe		Limit Entwurf DIN VDE 0848-3-1 (Kat. 1)	Verhältnis Immission/Limit
AM-EAS Systeme	58 kHz	198 A/m 150 V/m	BG = 39204*	30,3	1293
LF-Zutrittskontrollsystem (Vicinity Coupling)	120 kHz	53 A/m 10 V/m	BG = 2767*	5,69	486
AM-EAS Deaktivator	1,6 kHz	183 A/m 20 V/m	BG = 183*	5,62	32,5
	58 kHz	1,59 A/m 4 V/m	BG = 2,53*	30,3	0,08
RF-EAS Systeme	8,2 MHz	3,95 A/m 48 V/m		0,36 A/m 51 V/m	11,0 0,94
LF-Tieridentifikationssystem (Vicinity Coupling)	120 kHz	9,0 A/m 5 V/m	BG = 52*	5,69	9,1
RF-Zutrittskontrollsysteme (Vicinity Coupling)	13,56 MHz	1,4 A/m 150 V/m		0,19 A/m 85 V/m	7,4 1,8
RF- Lesegerät f. Bibliotheken	13,56 MHz	1,22 A/m 37 V/m		0,19 A/m 85 V/m	6,4 0,44
RF-EAS Deaktivator	8,2 MHz	1,1 A/m 40 V/m		0,36 A/m 51 V/m	3,1 0,78
RF-Zutrittskontrollsystem (Proximity Coupling)	13,56 MHz	0,15 A/m 10 V/m		0,19 A/m 85 V/m	0,79 0,12
Stationäre UHF-Lesegeräte	868 MHz	0,27 A/m 57 V/m		0,36 A/m 133 V/m	0,75 0,43
Handgehaltenes UHF-Lesegerät	868 MHz	0,25 A/m 86 V/m		0,36 A/m 133 V/m	0,69 0,65
Handgehaltenes RF-Lesegerät	13,56 MHz	0,05 A/m < 1 V/m		0,19 A/m 85 V/m	0,26 < 0,01
NFC-Mobiltelefon	13,56 MHz	0,03 A/m < 1 V/m		0,19 A/m 85 V/m	0,16 < 0,01
LF-Zutrittskontrollsystem (Proximity Coupling)	120 kHz	0,4 A/m < 0,5 V/m	BG = 0,1*	5,69	< 0,02
Stationärer Mikrowellen-Leser	2,45 GHz	19,9 V/m		1533 V/m	0,01

* Der Beitrag der elektrischen Feldstärke zur Bewertungsgröße ist vernachlässigbar (< 0,1%).

Tabelle 11.1: Vergleich der Immissionen der messtechnisch untersuchten Geräte mit den maximal zulässigen Werten für Herzschrittmacher der Kategorie 1 (eingeschränkt störfest) gemäß Normentwurf DIN VDE 0848-3-1:2002-05

Tabelle 11.1 zeigt deutlich, dass die magnetisch gekoppelten RFID-Systeme im LF und HF Bereich (Vicinity Coupling Systeme und EAS-Systeme mit großen Antennen) auf Basis des Vergleichs mit den im Normentwurf DIN VDE 0848-3-1 angeführten maximal zulässigen externen Feldstärke-Spitzenwerten das größte Störpotenzial aufweisen. Obwohl mit einer vergleichsweise kleinen Antenne ausgestattet, aber aufgrund der extrem hohen Spitzenfeldstärke des Deaktivierungsimpulses stellt auch der Deaktivator für akustomagnetische EAS-Labels einen Fall dar, der zu deutlichen Überschreitungen der im Normentwurf DIN VDE 0848-3-1 festgelegten maximalen Feldstärke-Spitzenwerten führt. UHF- und Mikrowellengeräte erweisen sich demgegenüber offensichtlich als unproblematisch.

Die numerischen Berechnungen der am Herzschrittmachereingang induzierten Störspannung konzentriert sich daher auf die folgenden Systeme: AM- und RF-EAS Systeme, LF- und RF Vicinity Coupling Zutrittskontrollsysteme, und AM-EAS Deaktivatoren).

11.2 Berechnungsmethoden

Alle Berechnungen wurden mit der Simulationsplattform SEMCAD X V14.2 bzw. V 14.3 durchgeführt. Berechnungen mit Geräten mit Arbeitsfrequenzen bis 120 kHz erfolgten mittels frequenzskalierter FDTD-Methode (Rechenfrequenz 2 MHz), im darüber liegenden Frequenzbereich wurde direkt die FDTD-Methode verwendet. Die räumliche Auflösung des Rechenraumes lag, je nach Szenario leicht unterschiedlich zwischen 0,5 mm (im Nahbereich der Elektrode) und 5 mm, wobei im Brustkorb generell die Gitterschrittweite kleiner oder gleich 1 mm und im restlichen Körper kleiner oder gleich 2 mm gehalten wurde. Die grundsätzliche Tauglichkeit der Frequenzskalierung bei der Berechnung der am Eingang von Herzschrittmachern induzierten Störspannung wurde in [80] demonstriert.
Als anatomisches Körpermodell wurde das männliche Modell eines 34-jährigen Erwachsenen verwendet („Duke“ aus der Virtual Family).

11.3 Modellbildung

Zunächst wurde ein numerisches Modell eines typischen modernen Herzschrittmachers (das Modell Philos II von Biotronik diente als Vorlage) realitätsgetreu im CAD Modul von SEMCAD X entwickelt (Abbildung 11.2), wobei jeweils ein Modell für Berechnungen mit unipolarer Elektrodenkonfiguration und ein Modell für Berechnungen mit bipolarer Elektrodenkonfiguration erstellt wurde.

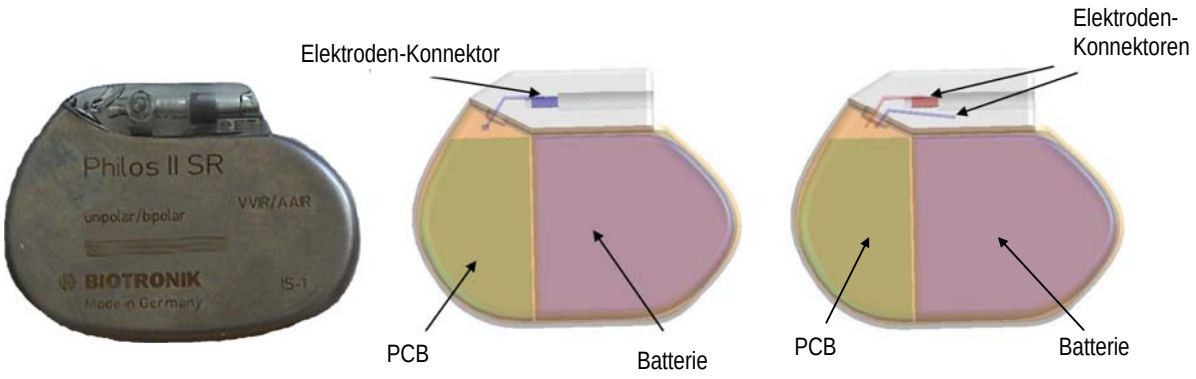


Abbildung 11.2: Reales (links) und modelliertes numerisches Schrittmachermodell für unipolare Elektrodenkonfiguration (Mitte) und bipolare Elektrodenkonfiguration (rechts).

Die dazugehörigen Elektroden wurden in realitätsgetreuen Dimensionen (Außendurchmesser ca. 3 mm) modelliert, wobei aus numerischen Gründen (im Hinblick auf die Diskretisierung des Rechenraumes) ein quadratischer anstatt eines kreisrunden Querschnitts gewählt wurde. Als weitere notwendige Vereinfachung wurde der Innenleiter als solider Draht mit quadratischem Querschnitt modelliert. Im Fall der bipolaren Elektrode wurde realitätsgemäß eine koaxiale Struktur der beiden Leiter erstellt (Abbildung 11.3). Als Spitze-zu-Ring Distanz der bipolaren Elektrode wurde 3,5 cm gewählt.

Die numerischen Modelle des Herzschrittmachers und der Elektroden wurden schließlich realitätsgetreu in das anatomische numerisches Modell „Duke“ aus der Virtual Family integriert, wobei auf anatomisch korrekten Verlauf der Elektrode in der Hohlvene, über den rechten Vorhof bis in die rechte Herzkammer geachtet wurde. Es wurde sowohl rechts-pektorale als auch links-pektorale Implantationsart modelliert (Abbildung 11.4).

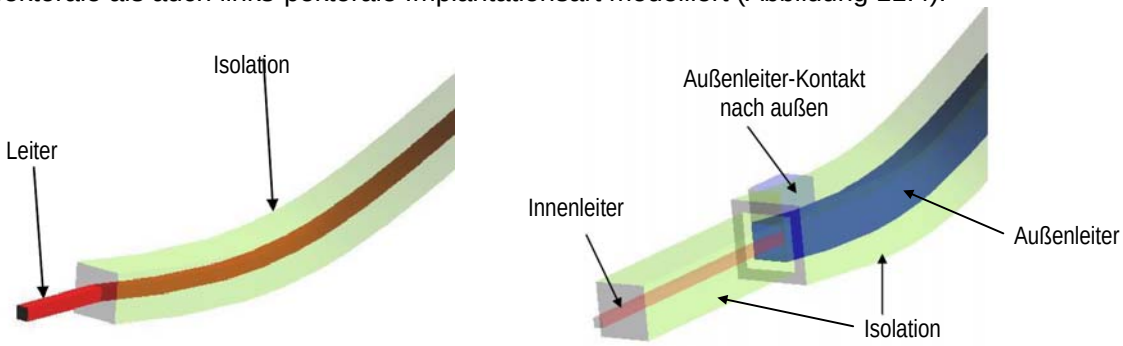


Abbildung 11.3: Numerische Modellbildung der unipolaren (links) und bipolaren (rechts) Elektrode

Abbildung 11.4: Anatomisches Körpermodell mit implantiertem Herzschrittmacher und Elektrode; oben: rechts-pektorale Implantationsart, unten: links-pektorale Implantationsart

11.4 Betrachtete Expositionsszenarien

Es wurden bewusst extreme, in der Praxis zwar seltene, aber nicht auszuschließende Expositionssituationen betrachtet. Bei den betrachteten Vicinity coupling Zutrittkontroll-systemen, sowie bei den AM- und RF- EAS Systemen wurde jeweils der Fall einer unmittelbaren Annäherung an die Antenne (Distanz zur Oberfläche der Antennenverkleidung 2 cm) und einer Exposition in etwas größerem Abstand (5 cm bzw. 10 cm Distanz zur Antennenverkleidung) angenommen, wobei der Körper jeweils parallel zur Antenneneben und der Thorax in Richtung der Antenne ausgerichtet wurde (Abbildung 11.5). Die Distanz d zur Oberfläche der Antennenverkleidung wurde dabei immer von der Körperoberfläche auf Höhe des Herzschrittmachers gemessen.

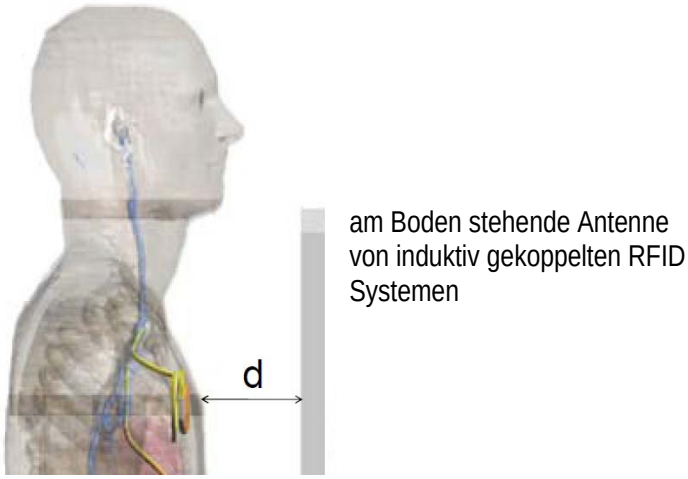


Abbildung 11.5: Betrachtete Expositionssituationen und Definition des Abstandes d für die Berechnungen mit Vicinity coupling Zustriitskontrollsystemen (LF und RF) und EAS Systemen (AM und RF).

Für die Exposition gegenüber dem Deaktivator für AM-EAS Labels wurde einerseits die in der Praxis übliche Situation einer Person (Kassenpersonal), sitzend vor dem Deaktivator angenommen. Im Extremfall einer im Verhältnis zum Kassentisch sehr tief sitzenden Person wurde die Höhe des Deaktivators etwa auf Höhe der Herzspitze angenommen (Deaktivator mittig zur Körperlängsachse). Als Abstand zwischen Deaktivatorkante und Körperoberfläche wurden d = 10 cm angenommen (Abbildung 11.6).
Andererseits ist in der Praxis auch häufig die Situation beobachtbar, dass sich das Kassenpersonal über den Deaktivator beugt, beispielsweise um einen Blick in den Einkaufswagen zu werfen. In dieser Situation ist prinzipiell eine beliebige Annäherung an die Deaktivatoroberfläche möglich. Allerdings ist für sehr kleine Distanzen zwischen Deaktivator und Brustbereich nur die Betrachtung der Exposition im Standby-Modus des Deaktivators realistisch, da in diesem Fall kein Label über den Deaktivator bewegt werden wird. Bei etwas größeren Distanzen ist es hingegen durchaus möglich, während des Überbeugens auch einen oder mehrere Deaktivierungsimpulse auszulösen. Um auch für diese Expositionssituationen Extremfälle zu betrachten, wurden die am Schrittmachereingang induzierten Störspannungen für den übergebeugten Fall mit d=0 cm zum Deaktivator für den Standbymodus (58 kHz) und mit d=25 cm für den Deaktivierungsimpuls (1,6 kHz) berechnet (Abbildung 11.7).

Schließlich wurden aus Gründen der Vollständigkeit, auch Berechnungen für den Fall der Exposition im Nahbereich von stationären UHF- und Mikrowellenlesegeräten, jeweils in 7 cm und 27 cm Distanz zur Geräteoberfläche durchgeführt. Die Lesegeräte wurde dabei mittig vor dem Thorax angenommen (Abbildung 11.8).

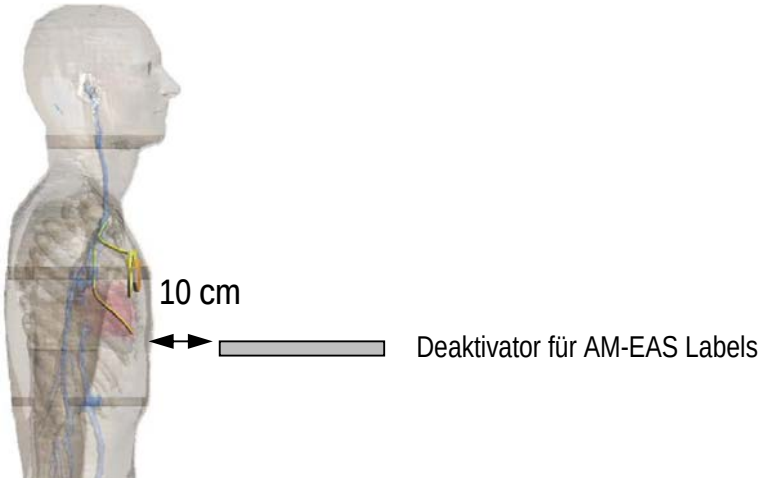


Abbildung 11.6: Betrachtete Expositionssituation und Definition des Abstandes d für die Berechnungen mit dem Deaktivator für AM-EAS Labels

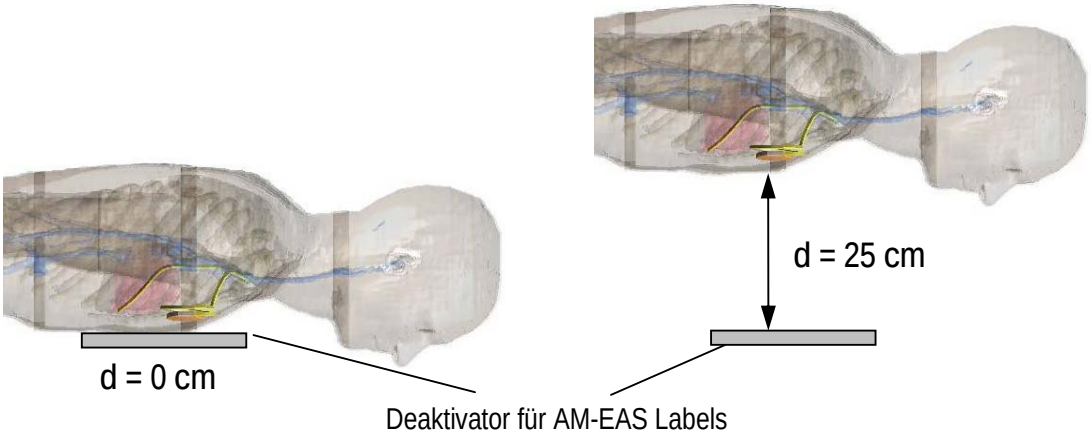


Abbildung 11.7: Betrachtete Expositionssituation und Definition des Abstandes d für die Berechnungen mit dem Deaktivator für AM-EAS Labels

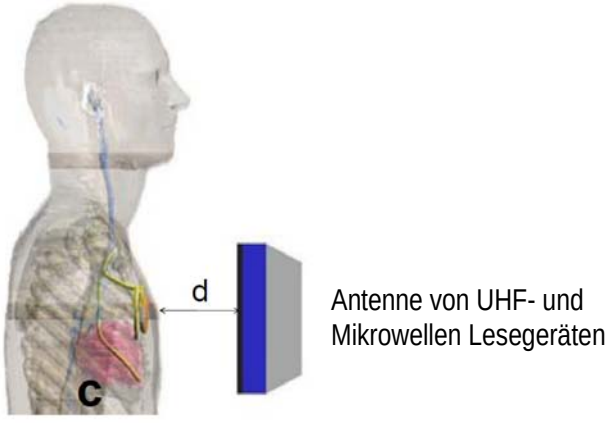


Abbildung 11.8: Betrachtete Expositionssituation und Definition des Abstandes d für die Berechnungen mit stationären UHF- und Mikrowellenlesegeräten

Alle für die Berechnungen verwendeten numerischen Quellenmodelle wurden im Zuge vorangegangener Arbeitspakete validiert (siehe Kapitel 9 und 10).

11.5 Betrachtete Schrittmacherparameter

Da die am Herzschrittmachereingang induzierte Störspannung, bei gegebenem äußeren Störfeld, auch ganz wesentlich von der Konfiguration und den Eigenschaften des Schrittmachers und der Elektroden selbst abhängt, wurden bei den Berechnungen unterschiedliche Konfigurationen bzw. Schrittmacher-relevante Parameter variiert, um ein möglichst vollständiges Bild zu erhalten. Zunächst wurde auf Basis der Expositionssituation mit dem AM-EAS-System verifiziert, dass unter praktisch üblichen Verhältnissen bei Exposition in Magnetfeldern, unipolare Elektrodenkonfiguration zu höheren Störspanngen am Herzschrittmachereingang führt als bipolare Elektrodenkonfiguration. Dies ist physikalisch plausibel, da in unipolarer Konfiguration (Detektion zwischen Elektrodenspitze und Schrittmachergehäuse) die aufgespannte Fläche des Elektrodenverlaufs in die das externe magnetische Störfeld einkoppeln kann, wesentlich größer ist als bei bipolarer Elektrodenkonfiguration. Es existieren jedoch auch theoretische Betrachtungen, die aufzeigen, dass die bipolare Elektrodenkonfiguration im Hinblick auf die Störfestigkeit nicht unter allen Umständen günstiger sind als unipolare Konfiguration (z.B. [81]). Derartige Überlegungen sind zwar physikalisch plausibel nachvollziehbar, gehen aber von einer Reihe von in ungünstigster Weise verknüpfter Parameter aus. Hintergrund dieser Überlegungen ist, dass die in EN 45502-2-1 definierten Anforderungen an die Störfestigkeit von Herzschrittmachern bezüglich Gegentaktstörungen (wie sie in bipolaren Elektroden zusätzlich zu Gleichtaktstörungen auftreten können) um einen Faktor 10 weniger streng sind als jene für Gleichtaktstörungen. In einer vereinfachten theoretischen Betrachtung unter Annahme homogener, entlang der Körperlängsachse ausgerichteter elektrischer Felder, bzw. homogener, normal zur Frontalebene des Körper ausgerichteter Magnetfelder und zusätzlicher Annahme ungünstiger anatomischer und geometrischer Bedingungen kann, wie z.B. in [81] gezeigt werden, dass das Verhältnis von Gleichtakt- zu Gegentaktstöreinkopplung auch geringer als 10 sein kann. Konkret für die Exposition in näherungsweise homogenen, normal zur Frontalebene des Körpers ausgerichteten Magnetfeldern könnte dieser Fall bei sehr großen Spitze-zu-Ring Distanzen der bipolaren Elektrode, bei gleichzeitig relativ kleiner von Schrittmacher und Elektrode aufgespannter Gesamtfläche eintreten.

Da der oben erwähnte Vergleich auf Basis numerischer Berechnungen bei Exposition im Feld des betrachteten AM-EAS Systems eine deutlich höhere Störspannung in unipolarer Elektrodenkonfiguration ergab (siehe 11.6.1)wurden alle weiteren Simulationen, mit unipolarer Elektrodenkonfiguration durchgeführt.

Weiters wurde der Großteil der betrachteten Szenarien sowohl für links-pektorale, als auch für rechts-pektorale Implantationsart analysiert.

Tabelle 11.2 fasst die betrachteten Szenarien zusammen.

Schließlich erfolgten die Berechnungen nicht nur mit unendlich groß angenommener Eingangsimpedanz des Herzschrittmachers (zum Vergleich mit den als Leerlaufspannungen definierten Störspannungsschwellwerten im Normentwurf DIN VDE 0848-3-1 und EN 45502-2-1), sondern auch mit Eingangsimpedanzen im realistischen Bereich von ca. 10 Ω bis 1000 Ω. Dies wurde gemacht, um aus den Berechnungsergebnissen mit unterschiedlich angenommenen Eingangsimpedanzen die zugrunde liegende Elektrodenquellimpedanz bestimmen zu können, und zu Validierungszwecken mit den im Normentwurf VDE 0848-3-1 zugrundegelegten Werten zu vergleichen.

Betrachtetes Gerät	Frequenz	d [cm]	re-pekt.	li-pekt.
AM-EAS System Ultra Exit	58 kHz	2	X	
		10	X	
AM-EAS System Ultra Post	58 kHz	7	X	X
LF-Zutrittskontrollsystem DC 1600 (Vicinity Coupling)	120 kHz	2	X	
		10	X	X
RF-EAS System PG39 Pulse-Listen Mode	8,2 MHz	2	X	
		10	X	
RF-Zutrittskontrollsystem FreeMotion (Vicinity Coupling)	13,56 MHz	2	X	
		5	X	X
AM-EAS Deaktivator (Deaktivierungsimpuls)	1,6 kHz	10 (seitlich)	X	X
		25 (übergeb.)	X	X
AM-EAS Deaktivator (Standby)	58 kHz	10 (seitlich)	X	X
		0 (übergeb.)	X	X
Stationäres UHF-Lesegerät IdentMX	868 MHz	7	X	
		27	X	X
Stationärer Mikrowellen-Leser Transit Edge	2,45 GHz	7	X	
		27	X	X

Tabelle 11.2: Zusammenstellung der betrachteten Expositionsszenarien

11.6 Berechnungsergebnisse

11.6.1 Bipolare versus unipolare Elektrodenkonfiguration

Abbildung 11.9 vergleicht die Berechnungsergebnisse für unipolare und bipolare Elektrodenkonfiguration bei Exposition in 2 cm Entfernung zur Antenne des AM-EAS Systems Ultra Exit bei rechts-pektoraler Implantationsart. Es zeigt sich deutlich eine um mehr als das Zehnfache höhere induzierte Störspannung im Fall der unipolaren Elektrodenkonfiguration, weshalb unipolare Elektrodenkonfiguration als worst case in allen weiteren Berechnungen angenommen wurde.

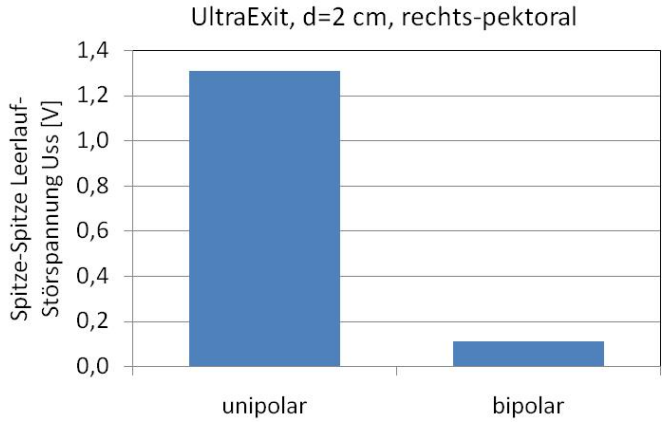


Abbildung 11.9: Vergleich der am Herzschrittmachereingang induzierten Störspannung bei unipolarer und bipolarer Elektrodenkonfiguration und rechts-pektoraler Implantationsart. (2 cm Distanz zur Antenne des AM-EAS Systems Ultra Exit).

11.6.2 Links-pektorale versus rechts-pektorale Implantationsart

Abbildung 11.10 und Abbildung 11.11 zeigen Vergleiche der Berechnungsergebnisse links-pektorale und rechts-pektorale Implantation in unterschiedlichen Expositionsszenarien (unipolare Elektrodenkonfiguration). Bei den Expositionssituationen mit relativ großflächiger Exposition des Brustkorbs (Abbildung 11.10) zeigen sich bezüglich der induzierten Störspannung nur relativ geringfügige Unterschiede zwischen rechts- und links-pektoraler Implantation. Im Fall der Exposition gegenüber dem Deaktivator (Abbildung 11.11) sind die Unterschiede deutlich größer, was durch die in diesen Fällen deutlich inhomogeneren Feldverhältnisse erklärt werden kann. Mit Ausnahme der Exposition gegenüber dem stationären UHF-Leser (868 MHz) führt in den betrachteten Szenarien immer rechts-pektorale Implantation zu geringfügig höheren Werten. Dies ist insofern interessant, als in der Literatur (z.B. [80]) zumeist links-pektorale Implantation als die hinsichtlich Störeinkopplung empfindlichere Implantationsart angeführt wird. Bei genauerer zeigt sich aber, dass diese Aussage nur unter stark idealisierten Annahmen plausibel ist, z.B., wenn der Magnetfeldvektor den Körper von vorne oder hinten durchsetzt und/oder Herzschrittmacher und Elektroden (nahezu) in einer Normalebene zum Magnetfeldvektor liegen. Nur unter diesen Voraussetzungen bildet die links-pektorale Implantationsart bei üblichen anatomischen Verhältnissen eine bedeutend größere resultierende Einkoppelfläche als die recht-pektorale Implantationsart. In der Tat werden ausschließlich solche Verhältnisse z.B. in [80] betrachtet. In einem allgemeinen Fall, speziell im Fall komplexer räumlicher Feldverteilungen und größer Feldgradienten, sowie anatomisch realistischer Verhältnisse, die zwangsläufig zu einem komplizierten dreidimensionalen Elektrodenverlauf führen, ist die Situation wesentlich komplexer. Dies führt dazu, wie die gezeigten Berechnungsergebnisse belegen, dass in solchen Fällen a priori keine im Hinblick auf die Störeinkopplung zu bevorzugende Implantationsart ausgezeichnet werden kann. In den vorliegenden Expositionsszenarien besteht offenbar ein Trend in der Form, dass rechts-pektorale Implantation zu geringfügig höheren Störspannungen am Herzschrittmachereingang führen, weshalb die weiteren Berechnungen mit rechts-pektoraler Implantation durchgeführt wurden.

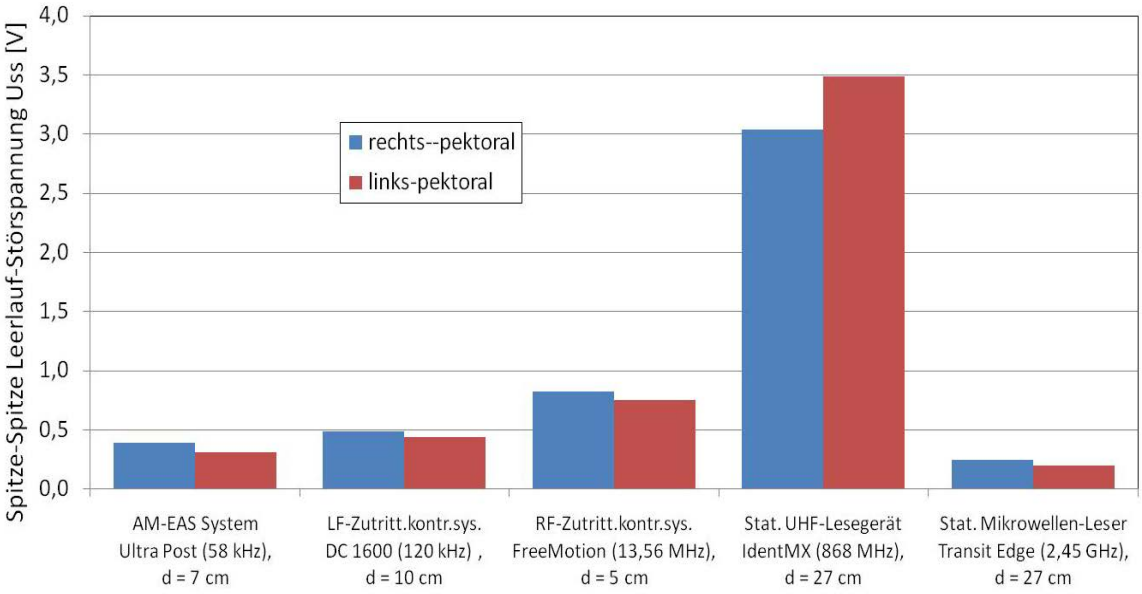


Abbildung 11.10: Vergleich der am Herzschrittmachereingang induzierten Störspannung bei rechts-pektoraler und link-pektoraler Implantationsart für Expositionsszenarien mit unterschiedlichen Lesegeräten

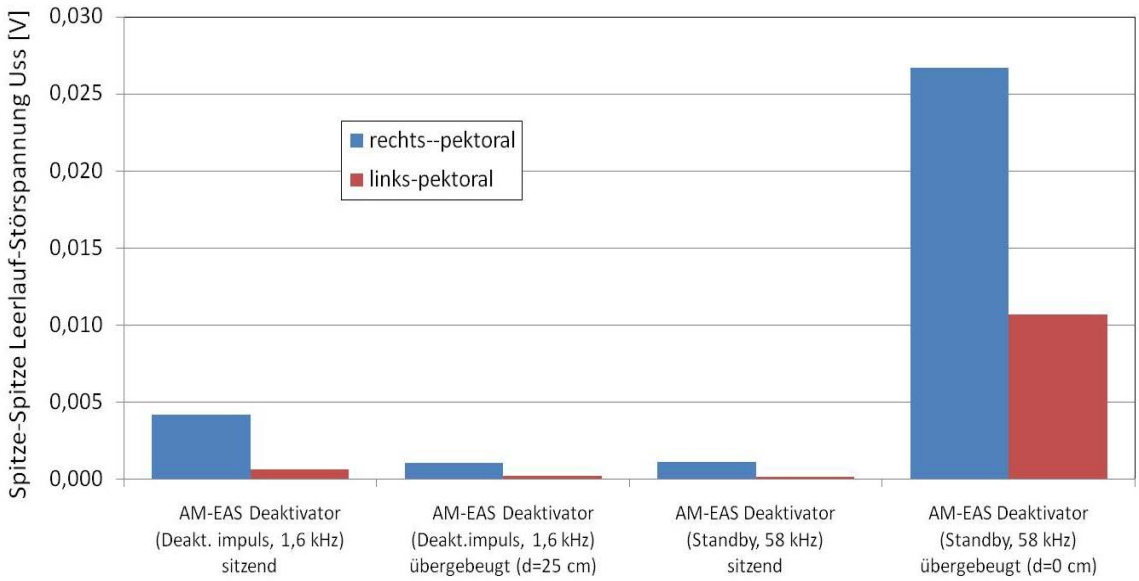


Abbildung 11.11: Vergleich der am Herzschrittmachereingang induzierten Störspannung bei rechts-pektoraler und link-pektoraler Implantationsart bei Expositionssituationen mit dem Deaktivator für AM-Labels

11.6.3 Elektrodenquellimpedanz

Um die physikalische Plausibilität des Berechnungsmodells (Herzschrittmacher inklusive Elektroden, „implantiert“ in das anatomische Körpermodell) weiter abzusichern, wurden neben Berechnungen der Leerlauf-Störspannung (mit unendlich groß angenommener Eingangsimpedanz des Herzschrittmachers) zusätzliche Berechnungen mit realistischen Eingangsimpedanzen im Wertebereich von 10 Ω bis 1000 Ω durchgeführt und die aus diesen Berechnungsergebnissen ableitbaren Elektrodenquellimpedanzen mit jenen Werten verglichen, die dem Normentwurf DIN VDE 0848-3-1 (Ausgabe Mai 2002) zugrunde liegen. Abbildung 11.12 zeigt diesbezüglich gute Übereistimmung im Rahmen der zu erwartenden Genauigkeit.

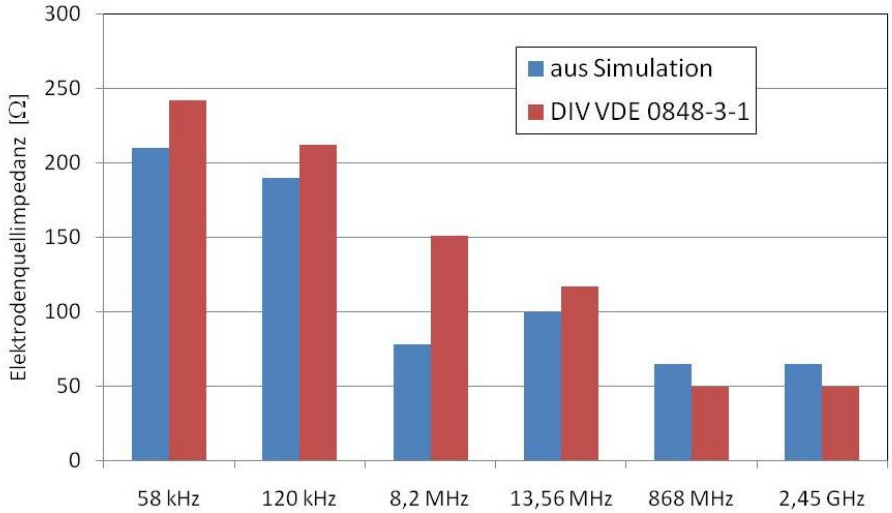


Abbildung 11.12: Vergleich der numerisch berechneten Elektrodenquellimpedanz mit den im Normentwurf DIN VDE 0848-3-1:2002-05 zugrunde gelegten Werten

11.6.4 Vergleich der induzierten Störspannung mit den Schwell- und Prüfspannungswerten nach Normentwurf DIN VDE 0848-3-1 und EN 45502-2-1

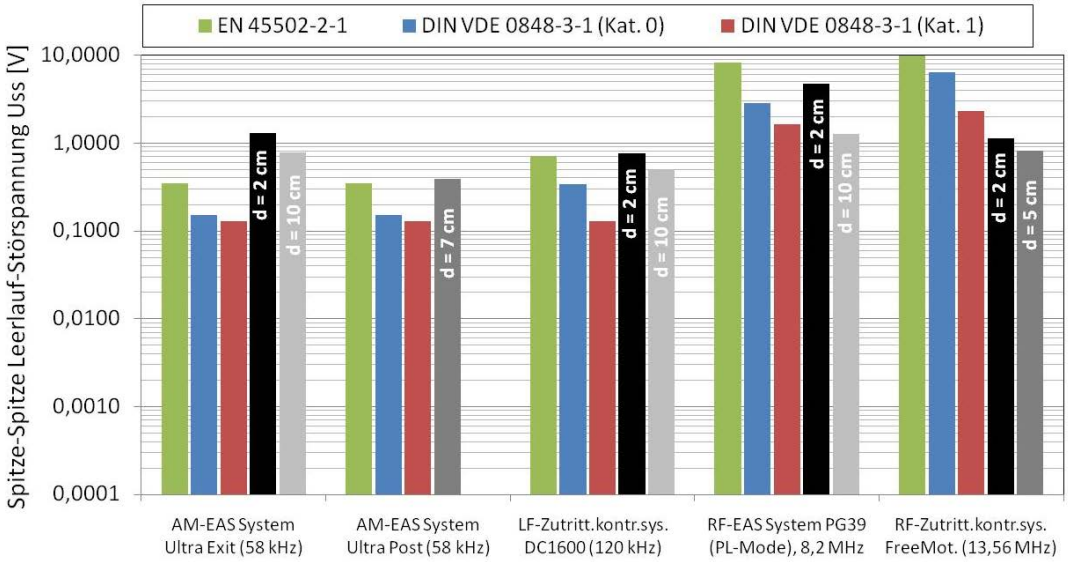


Abbildung 11.13: Vergleich der numerisch berechneten Spitze-Spitze-Leerlaufstörspannung am Herzschrittmachereingang bei Exposition gegenüber den betrachteten Geräten der unterschiedlichen magnetisch gekoppelten RFID-Systeme mit großen am Boden stehenden Antennen (vgl. Abbildung 11.5). Rechts-pektorale Implantationsart, unipolare Elektrodenkonfiguration

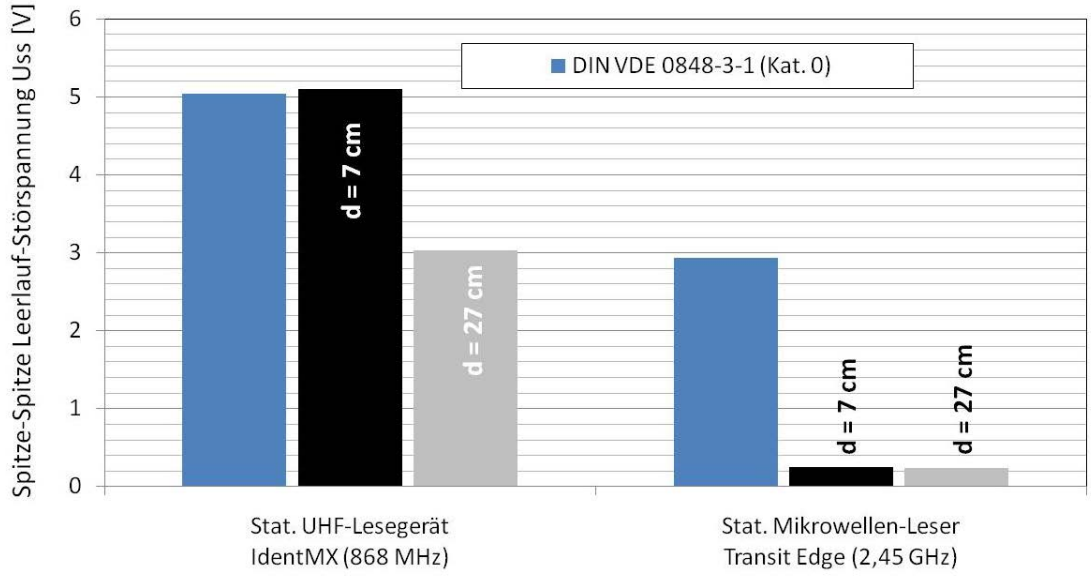


Abbildung 11.14: Vergleich der numerisch berechneten Spitze-Spitze-Leerlaufstörspannung am Herzschrittmachereingang bei Exposition gegenüber den betrachteten stationären UHF- und Mikrowellen-Lesegeräten (vgl. Abbildung 11.8). Rechts-pektorale Implantationsart, unipolare Elektrodenkonfiguration

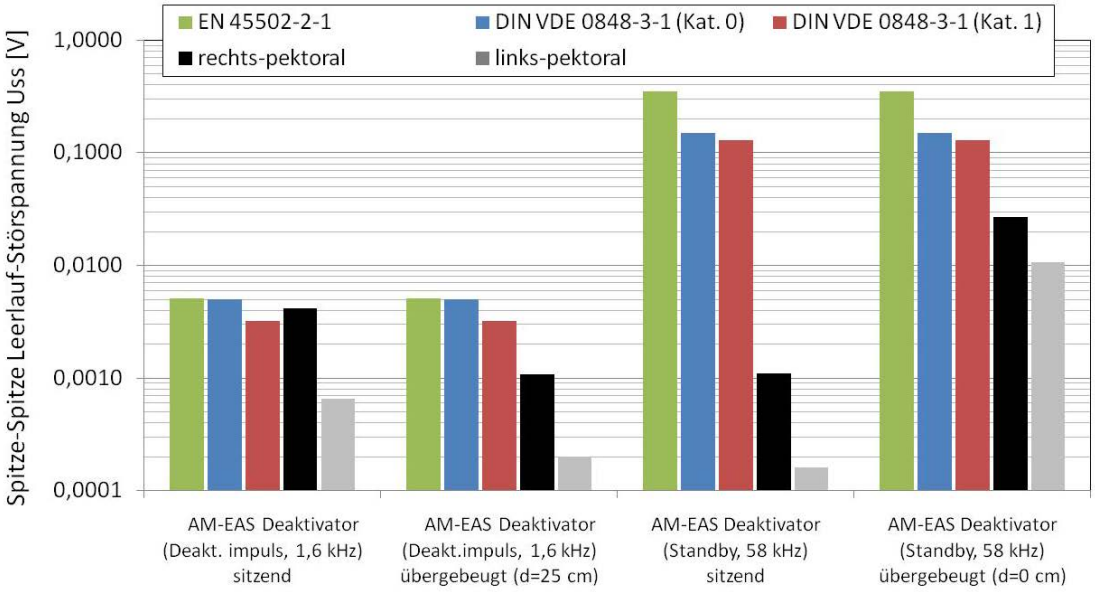


Abbildung 11.15: Vergleich der numerisch berechneten Spitze-Spitze-Leerlaufstörspannung am Herzschrittmachereingang bei Exposition gegenüber den vom EAS Deaktivator erzeugten Magnetfeldern (vgl. Abbildung 11.6 bis Abbildung 11.8). Rechts- und links-pektorale Implantationsart, unipolare Elektrodenkonfiguration.

11.7 Bewertung der Berechnungsergebnisse

Die Berechnungsergebnisse zeigen zunächst deutlich, dass vor allem die induktiv gekoppelten RFID bzw. EAS Systeme im unteren Frequenzbereich das größte Störpotenzial besitzen, wenn man dafür das Verhältnis der in den untersuchten Szenarien induzierten Störspannung zu den Störspannungsschwellwerten aus Normentwurf DIN VDE 0848-3-1 (Ausgabe Mai 2002) und EN 45502-2-1 als Bewertungsgröße heranzieht.

Die für das betrachtete Mikrowellen-RFID Gerät (2,45 GHz) berechneten Störspannungen (vgl. Abbildung 11.10 und Abbildung 11.14) liegen, selbst bei Annäherung auf ca. 7 cm zur Antenne deutlich (mehr als eine Zehnerpotenz) unterhalb der Störspannungsschwellwerte für Herzschrittmacher der Kategorie 0 (angemessen störfest) gemäß Normentwurf DIN VDE 0848-3-1. Da das untersuchte Gerät hinsichtlich der Sendeleistung (ca. 375 mW EIRP) bereits relativ nahe an der Sendeleistungsgrenze für diese allgemeine Gerätekategorie (500 mW EIRP) gemäß der gegenwärtigen deutschen Funkregulierung arbeitet, kann generell davon ausgegangen werden, dass Mikrowellen-RFID Geräte relativ geringes Störpotenzial im Hinblick auf die Beeinflussung von Herzschrittmachern der Kategorie 0 besitzen. Aufgrund des deutlichen Abstandes der berechneten Störspannungen zu den Störspannungsschwellwerten kann diese Aussage für realistische Szenarien in der Praxis auch noch für Sendeleistungen bis 4 W EIRP (für nur in Innenräumen betriebene Mikrowellen-RFID Geräte mit Duty Cycle <15% gemäß [5] zulässige Sendeleistung) aufrecht erhalten werden. Die Bezeichnung „realistische Szenarien in der Praxis“ bezieht dabei den Umstand ein, dass derartige Systeme realistischer Weise nur im professionellen Umfeld (berufliche Exposition) eingesetzt werden und daher davon ausgegangen werden kann, dass betroffene Personen davon unterrichtet sind, dass es sich um Sendegeräte handelt und damit eine Annäherung auf weniger als etwa 10 cm ohne Probleme vermieden werden können. Eine Einschätzung des Störpotenzials für eingeschränkt störfeste Herzschrittmacher ist aufgrund fehlender Störspannungsschwellwerte für den Frequenzbereich oberhalb von 100 MHz für allgemein amplitudenmodulierte und getastete Felder im Normentwurf DIN VDE

0848-3-1 nicht direkt möglich. Störspannungsschwellwerte für 2,45 GHz für Kategorie 1 Schrittmacher sind im Normentwurf DIN VDE 0848-3-1 nur für GSM modulierte Felder definiert. Dieser Spitze-Spitze Störspannungs-schwellwert beträgt bei 2,45 GHz 2,5 V (für GSM-Modulation entsprechend DTX-Betrieb). Unter der Annahme einer größenordnungsmäßig ähnlichen Störschwelle für allgemeine amplitudenmodulierte und getastete Felder liegen die berechneten Störspannungswerte demnach deutlich unterhalb der Störspannungsschwellwerte.

Im Fall des betrachteten UHF-RFID Gerätes (868 MHz) zeigen sich bei Annäherung auf ca. 7 cm zur Geräteantenne berechnete Störspannungen in der Größenordnung bzw. geringfügig oberhalb der Störspannungsschwellwerte für Herzschrittmacher der Kategorie 0 (angemessen störfest) gemäß Normentwurf DIN VDE 0848-3-1 (vgl. Abbildung 11.10 und Abbildung 11.14). Für derartige Geräte, die (wie das konkret betrachtete Gerät) nahe der funkregulatorisch maximal zulässigen Sendeleistung von 2 W ERP [5] betrieben werden, ist daher eine Störbeeinflussung bei Annäherung auf wenige Zentimeter zur Antenne auch für Kategorie 0 Herzschrittmacher nicht mehr auszuschließen. Aus oben genannten Gründen (hauptsächlich professionelle Anwendung und damit geringe Wahrscheinlichkeit, dass sich uninformierte Herzschrittmacherpatienten der Antenne entsprechend annähern), kann das in der Praxis von derartigen Geräten ausgehende Risiko im Hinblick auf die Störbeeinflussung von Herzschrittmachern der Kategorie 0 ebenfalls als eher gering eingestuft werden. Eine Einschätzung des Störpotenzials für eingeschränkt störfeste Herzschrittmacher ist aufgrund fehlender Störspannungsschwellwerte für den Frequenzbereich oberhalb von 100 MHz für allgemein amplitudenmodulierte und getastete Felder im Normentwurf DIN VDE 0848-3-1 nicht direkt möglich. Im Frequenzbereich von 850 MHz bis 1 GHz wird für Felder mit GSM-Modulation im Normentwurf DIN VDE 0848-3-1 ein Spitze-Spitze Störspannungsschwellwert für Kategorie 1 Schrittmacher von 0,89 V definiert. Unter der Annahme einer größenordnungsmäßig ähnlichen Störschwelle für allgemeine amplitudenmodulierte und getastete Felder liegen die berechneten Störspannungswerte demnach deutlich oberhalb der Schwellwerte für eingeschränkt störfeste Herzschrittmacher.

Für das betrachtete RF-Vicinity Zutrittskontrollsystem (13,56 MHz) ergaben die Berechnungen der induzierten Störspannungen nur Werte deutlich (zumindest einen Faktor 2) unterhalb der Störschwellen nach Normentwurf DIN VDE 0848-3-1 (für eingeschränkt störfeste Schrittmacher) und EN 45502-2-1, selbst bei Annäherung auf nur wenige Zentimeter an die Antenne. Da die Emissionen des betrachteten System schon relativ nahe der maximalen aus funkregulatorischer Sicht erlaubten Aussendungen liegen, kann gefolgert werden, dass allgemein von RF-Vicinity Systemen bei 13,56 MHz unter üblichen Bedingungen in der Praxis kein relevantes Risiko bezüglich einer Störbeeinflussung von Herzschrittmachern ausgeht.

Etwas anders stellt sich, wie bereits oben erwähnt, die Situation bei den magnetisch gekoppelten RFID bzw. EAS Systemen in unteren Frequenzbereich dar.

Mit tiefer liegenden Arbeitsfrequenzen zeigen die magnetisch gekoppelten RFID bzw. EAS Systeme zunehmend höheres Störpotenzial, nicht zuletzt deshalb, weil die Störschwellen der Herzschrittmacher im Frequenzbereich zwischen ca. 1 kHz und ca. 10 MHz mit geringer werdender Frequenz stark sinken (Abbildung 11.1).

Für RF-EAS Systeme mit Arbeitsfrequenzen um ca. 8,2 MHz zeigen die Berechnungen induzierte Störspannungen, die bei unmittelbarer Annäherung an die Antennen (d = 2 cm) im Bereich oberhalb der im Normentwurf DIN VDE 0848-3-1 definierten Störspannungs-schwellwerte für angemessen und eingeschränkt störfeste Implantate liegen können, jedoch unterhalb der in EN 45502-2-1 definierten Prüfspannungswerte. Dies ist aus rechtlicher Sicht insofern interessant, als aktuelle deutsche Rechtsakte (z.B. [82]) die Einhaltung der im Normentwurf DIN VDE 0848-3-1 definierten Grenzwerte fordern, sich dabei allerdings nach wie vor auf die bereits zurückgezogene Ausgabe Februar 2001 des genannten Normentwurfs beziehen. Die Tatsache, dass die in Ausgabe Februar 2001 des genannten

Dokuments definierten Störschwellwerte und damit auch die daraus abgeleiteten externen Feldstärken deutlich geringer sind als jene für eingeschränkt störfeste Herzschrittmacher gemäß Ausgabe Mai 2002, verschärft diese Problematik weiter[1].In der Praxis führt dieser Umstand bei der Bewertung des Risikos im Nahbereich solcher EAS Anlagen möglicher Weise zu Diskussionen. Die Betreiber solcher Anlagen könnten argumentieren, dass die am Herzschrittmachereingang induzierten Störspannungen unterhalb jener Werte liegen, denen moderne Schrittmacher bei einer Prüfung nach der harmonisierten Norm EN 45502-2-1 ohne Störbeeinflussung standhalten müssen.

Magnetisch gekoppelte RFID bzw. EAS Systeme im Frequenzbereich 58 kHz und 120 kHz besitzen bei unmittelbarer Annäherung an die Antennen offensichtlich das größte Störpotenzial. Gemäß den Berechnungsergebnissen (siehe Abbildung 11.13) können hier bei unmittelbarer Annäherung an die Antennen und ungünstiger Ausrichtung des Körpers zu den Antennen die induzierten Störspannungen am Herzschrittmachereingang deutlich oberhalb der in EN 45502-2-1 definierten Prüfspannungswerte liegen. In Zusammenhang mit der Tatsache, dass, bedingt durch die manchmal beobachtbare unbedachte Aufstellung von Waren nahe den Antennen, derartig ungünstige Konstellationen in der Praxis zwar selten aber grundsätzlich nicht auszuschließen sind, muss den akustomagnetischen EAS-Anlagen das größte Störpotenzial aller im Rahmen dieses Vorhabens betrachteten Systeme bescheinigt werden.

Die Berechnungsergebnisse mit dem Deaktivator für akustomagnetische EAS Labels zeigen während des Deaktivierungsimpulses im Fall einer (sehr tief) vor dem Deaktivator sitzenden Person (vgl. Abbildung 11.6) induzierte Störspannungswerte in der Größenordnung der Schwellwerte (Abbildung 11.15).

Grundsätzlich ist anzumerken, dass aus den angeführten Berechnungsergebnissen, keine Pauschalurteile über die betrachteten RFID-Gerätetechnologien bezüglich einer Gefährdung von Herzschrittmacherpatienten abgeleitet werden können. Die gezeigten Berechnungsergebnisse stellen, aufgrund der aus aufwandsgründen limitierten Anzahl betrachteter Szenarien nur einen Indikator dar, welche Technologien unter ungünstigen Umständen zu einer Störbeeinflussung führen können. Die in einer Situation in der Praxis tatsächlich auftretende induzierte Störspannung am Herzschrittmachereingang hängt von vielen, individuell sehr unterschiedlichen Parametern ab (Implantationsart, Elektrodentype, -verlauf,- und -konfiguration, Ausrichtung des Körpers zum Feldvektor (zur Quelle), anatomische Verhältnisse, Feldverteilung, Feldintensität, etc.). Für die Beurteilung der Wahrscheinlichkeit des Auftretens einer Störbeeinflussung sind zudem noch schrittmacherspezifische Kenngrößen, wie Detektionsempfindlichkeit, etc. von Bedeutung.

Zusammenfassend ist auf Basis der Berechnungsergebnisse jedenfalls festzuhalten, dass magnetisch gekoppelten RFID-Systemen, vor allem im Frequenzbereich unter 150 kHz, im Hinblick auf mögliche Störbeeinflussungen von Herzschrittmachern in der Praxis besonderes Augenmerk geschenkt werden sollte. Dies gilt insbesondere dann, wenn eine beliebige Annäherung an die Antennen für die Allgemeinbevölkerung möglich ist.

[1] In der Ausgabe Februar 2001 des Normentwurfs DIN VDE 0848-3-1 wird nicht zwischen Herzschrittmacher-Kategorien „angemessen störfest“ und eingeschränkt störfest“ unterschieden.

F. LITERATUR

[1] Finkenzeller K. 2008. RFID Handbuch. 5. Auflage. Carl Hanser Verlag, München. ISBN 978-3-446-41200-2

[2] Deutsches Mobilfunk Forschungsprogramm. Dosimetrie-Projekte: http://www.emf-forschungsprogramm.de/

[3] European Radiocommunications Committee (ERC). 2009. ERC Recommendation: Relating ton the use of short range devices (SRD). Recommendation adopted by the Frequency Management, Regulatory Affairs and Spectrum Engineering Working Group. Vers. of 2 June 2009. http://www.erodocdb.dk/Docs/doc98/official/pdf/REC7003E.PDF

[4] Bundesnetzagentur. 2005. Vfg 1/2005, zuletzt geändert durch Vfg 39/2005: Allgemeinzuteilung von Frequenzen im Frequenzbereich 9 – 30 000 kHz für die Nutzung durch die Allgemeinheit für induktive Funkanwendungen http://www.bundesnetzagentur.de/media/archive/1986.pdf

[5] Bundesnetzagentur. 2009. Vfg 7/2009: Allgemeinzuteilung von Frequenzen in den Frequenzbereichen 865– 868 MHz und 2446- 2454 MHz für Funkanwendungen für Identifizierungszwecke; (Radio Frequency Identification Applications, RFID) http://www.bundesnetzagentur.de/media/archive/16051.pdf

[6] Bundesnetzagentur. 2009. Vfg 30/2006 geändert mit Vfg 39/20009: Allgemeinzuteilung von Frequenzen für nichtöffentliche Funkanwendungen geringer Reichweite; Non-specific Short Range Devices (SRD) http://www.bundesnetzagentur.de/media/archive/6709.pdf

[7] ICNIRP. 1998. Guidelines for limiting exposure to time varying electric, magnetic, and electromagnetic fields (up to 300 GHz). Health Physics, Vol. 74:494-522

[8] NFC World Congress 2011, September 19-21, Sophia-Antipolis, Frankreich. http://www.nfcworldcongress.com/11/

[9] Neubauer G, Molla-Djafari H, Pühringer KD, Garn H, Winker N, Preiß H, Schmid G. 1998. Messung und sicherheitstechnische Beurteilung der elektromagnetischen Felder im Bereich von Diebstahlssicherungsanlagen. AUVA (Allgemeine Unfallsversicherungs-anstalt) Report Nr. 23

[10] Floderus B, Stenlund C, Carlgren F. 2002. Occupational exposures to high frequency electromagnetic fields in the intermediate range (>300 Hz – 10 MHz). Bioelectromagnetics Vol. 23, pp. 568-577

[11] Trulsson J, Anger G, Estenberg U. 2007. Assessment of magnetic fields surrounding electronic article surveillance systems in Sweden. Bioelectromagnetics Vol. 28:664-666.

[12] EN 62369-1 (VDE 0848-369-1): März 2009: Ermittlung der Exposition von Personen gegenüber elektromagnetischen Feldern im Frequenzbereich 0 Hz bis 300 GHz durch Geräte mit kurzer Reichweite für verschiedene Anwendungen- Teil 1: Felder die durch Geräte erzeugt werden, die zur elektronischen Artikelüberwachung, Hochfrequenz-Identifizierung und für ähnliche Anwendungen verwendet werden (IEC 62369-1:2008).

[13] Cooper TG. 2002. Occupational exposure to electric and magnetic fields in the context of the ICNIRP guidelines. National Radiological Protection Board (NRPB) Report. ISBN 0 85951 495 1. http://www.hpa.org.uk/web/HPAwebFile/HPAweb_C/1194947343083

[14] Hamnerius Y. 2009. Measurements of human exposure from emerging wireless technologies. Environmentalist, Vol. 29, pp. 118-123

[15] AFSSET Agence Francaise de Securite Sanitaire de l'Environnement et du Travail. 2009. Les systemes d'identification par radiofrequences (RFID). Evaluation des impacts sanitaires http://www.afsset.fr/upload/bibliotheque/726108694775617668756800952202/RFID_Afsset_janvier_2009.pdf

[16] Gandhi OP, Kang G. 2001. Calculation of induced current densities for humans by magnetic fields from electronic article surveillance devices. Physics in Medicine and Biology, Vol 46, pp. 2759-2771

[17] Kang G, Gandhi OP. 2003. Comparsion of various safety guidelines for electronic article surveillance devices with pulsed magnetic fields. IEEE Transaction on Biomedical Engineering, Vol 50, pp. 107-112

[18] Li Q, Gandhi OP. 2005. Calculation of magnetic field-induced current densities for humans from EAS countertop activation/deactivation devices that use ferromagnetic cores. Physics in Medicine and Biology, Vol 50,pp. 373-385

[19] Cecil S, Schmid G. 2007. Computational estimation of personal exposure against electromagnetic fields emitted by typical RFID applications at 125 kHz and 13,56 MHz.

[20] Cecil S, Schmid G. 2008. Increase of local current densities in the surrounding of metallic implants during exposure to magnetic fields in the 50 Hz to 125 kHz range, 30th BEMS meeting, June 8.-12., 2008, San Diego, USA, Abstract Book pp. 257-259.

[21] IMST. 2008. Numerical dosimetric assessment of two EAS-Systems against the ICNIRP guidelines. Report SSI_6200_6621_007_008 to the Swedish radiation safety authority http://www.stralsakerhetsmyndigheten.se/Global/Nyheter/Berakningar-larmbagar-aug08.pdf

[22] Martinez-Burdalo M, Sanchis A, Martin A, Villar R. 2010. Comparison of SAR and induced current densities in adults and children exposed to electromagnetic fieldsfrom electronic article surveillance devices. Physics in Medicine and Biology Vol. 55: 1041-1055.

[23] Beaugard D, Kacet S, Bricout M, Camblin J. 1992. Interferences entre les stimulateurs cardiaques et les detecteurs de vol dans les magasins. Arch. Mal. Coeur., Vol 85, pp.1457-1461

[24] Dodinot B, Godenir J, Costa A, Zeller C. 1993. Electronic Article Surveillance: A possible Danger for Pacemaker Patients. Pace, Vol. 16, Part I, pp. 46 - 53

[25] McIvor M. 1995. Environmental Electromagnetic Interference from Electronic Article Surveillance with an ICD. Pace, Vol. 18, pp.2229-2230

[26] Mathew P. Lewis C. Neglia J. Krol R, 1997. Interaction between Electronic Article Surveillance System and Implantable Defibrillators: Insights from a fourth generation ICD. Pace, Vol. 20, pp.2857-2859

[27] McIvor M, Reddinger J, Floden E, Sheppard RC, Johnson D, Becker GI, Mayotte M. 1998. Study of Pacemaker and Implantable Cardioverter Defibrillator Triggering by Electronic Article Surveillance Devices (SPICED TEAS). Pace, Vol. 21, pp.1847-1861

[28] Frank R. 2000. Behavior of 20 pacemakers as patients pass through 2 models of theft-detection door. French Ann Cardiol Angeiol (Paris), Vol. 49, pp. 187-197

[29] Mugica J, Henry L, Podeur H. 2000. Study of interactions between permanent pacemakers and electronic antitheft surveillance systems. Pacing Clin Electrophysiol. (United States), Vol. 23, pp.333-337

[30] De Cock CC, Spruijt HJ, Van Campen LMC, Plu AW, Visser CA. 2000. Electromagnetic interference of an implantable loop recorder by commonly encountered electronic devices, Pace, Vo. 23, pp. 1516-1518

[31] Takeda M, Banno Y, Hirata H, Okita Y, Kinura M, Sugiura T. 2004. Electromagnetic Field Simulation around Implantable Cardiac Pacemakers Caused by EAS Systems. Asia-Pacific Radio Science Conference Proceedings 2004, pp. 444-446

[32] Irnich W. 2002. Electronic security systems and active implantable medical devices. PACE, vol. 25, pp. 1235

[33] Gimbel RJ, Cox JW. 2007. Electronic Article Surveillance Systems and Interactions With Implantable Cardiac Devices: Risk of Adverse Interactions in Public and Commercial Spaces. Mayo Clin Proc, vol. 82, pp. 318-322.

[34] Futatsumori S, Kono T, Hikage T, Nojima T, Koike B. 2006. Experimental test system to assess the EMI from RFID reader / writer on implantable cardiac pacemaker. Progress in Electromagnetics Research Symposium (PIERS) 2006 Proceedings, Tokyo

[35] Futatsumori S, Hikage T Nojima T, Koike B, Fujimoto H, Toyoshima T. 2007. A Novel Assessment Methodology for the EMI Occurrence in Implantable Medical Devices Based Upon Magnetic Flux Distribution of RFID Reader/writers. Proceedings of IEEE International Symposium on Electromagnetic Compatibility (EMC 2007)

[36] Japanese Ministry of Internal Affairs and Communications (MIC). 2007. Study report on the effect of radio waves on medical devices. March 2007

[37] Seidman SJ, Brockman R, Lewis BM, Guang J, Shein MJ, Clement WJ, KIppola J, Digby D, Barber C, Huntwork D. 2009. In Vitro Tests Reveal Sample Radio Frequency Identification Readers Inducing Clinically Significant Electromagnetic Interference to Implantable Pacemakers and Implantable Cardioverter Defibrillators. HeartRhythm, published online 12 October 2009

[38] Eisenberg E, Waisbrod H. 1997. Spinal cord stimulator activation by an antitheft device. Pain, Vol. 87, pp.961-962

[39] Europäisches Parlament und Rat der Europäischen Union 1999. Richtlinie 1999/5/EG über Funkanlagen und Telekommunikationsendeinrichtungen und die gegenseitige Anerkennung Ihrer Konformität.

[40] CENELEC 2001. EN 50364 Limitation of human exposure to electromagnetic fields from devices operating in the frequency range 0 Hz to 10 GHz, used in Electronic Article Survaillance (EAS), Radio Frequency Indentifcation (RFID) and similar applications.

[41] Rat der Europäischen Kommission. 1999. Empfehlung 1999/519/EG zur Begrenzung der Exposition der Bevölkerung gegenüber elektromagnetischen Feldern (0 Hz - 300 GHz)

[42] CENELEC 2001. EN 50357 Evaluation of human exposure to electromagnetic fields from devices used in Electronic Article Survaillance (EAS), Radio Frequency Indentifcation (RFID) and similar applications.

[43] CENELEC 2009. EN 62369-1 Evaluation of human exposure to electromagnetic fields from short range devices (SRDs) in various applications over the frequency range 0 GHz to 300 GHz. Fields produced by devices used for electronic article surveillance, radio frequency identification and similar systems

[44] Europäisches Parlament und Rat der Europäischen Union 2004. Richtlinie 2004/40/EG über Mindestvorschriften zum Schutz der Sicherheit und Gesundheit der Arbeitnehmer vor der Gefährdung durch physikalische Einwirkungen (elektromagnetische Felder).

[45] CENELEC 2002. EN 50371 Generic Standard to demonstrate the compliance of low power electronic and electrical apparatus with the basic restrictions related to human exposure to electromagnetic fields (10 MHz – 300 GHz) – General Public

[46] DIN EN 62479 Beurteilung der Übereinstimmung von elektronischen und elektrischen Geräten kleiner Leistung mit den Basisgrenzwerten für die Sicherheit von Personen in elektromagnetischen Feldern (10 Hz -300 GHz)

[47] Entwurf DIN-VDE 0848 Teil 3-1, Mai 2002. Sicherheit in elektrischen, magnetischen und elektromagnetischen Feldern, Teil 3-1: Schutz von Personen mit aktiven Körperhilfsmitteln im Frequenzbereich 0 Hz bis 300 GHz.

[48] Goltz S, Eggert S, Gustrau F, Bahr A. 2003. Störbeeinflussung von Herzschrittmachern - Stand der Normung und der numerischen Simulationsverfahren, EMC Kompendium 2003, pp. 51-53

[49] DIN EN 45502-2-1:2003. Aktive implantierbare medizinische Geräte- Teil 2-1: Besondere Festlegungen für aktive implantierbare Geräte zur Behandlung von Bradyarrhytmie (Herzschrittmacher).

[50] DIN EN 50527-1:2011 Verfahren zur Beurteilung der Exposition von Arbeitnehmern mit aktiven implantierbaren medizinischen Geräten (AIMD) gegenüber elektromagnetischen Feldern - Teil 1: Allgemeine Festlegungen; Deutsche Fassung EN 50527-1:2010

[51] DIN EN 50527-2-1:2010 Verfahren zur Beurteilung der Exposition von Arbeitnehmern mit aktiven implantierbaren medizinischen Geräten (AIMD) gegenüber elektromagnetischen Feldern - Teil 2-1: Besondere Beurteilung für Arbeitnehmer mit Herzschrittmachern; Deutsche Fassung prEN 50527-2-1:2010

[52] Schmid G, Überbacher R, Cecil S, Petric B, Göth P. 2009. Bestimmung der Exposition durch Magnetfelder alternativer Antriebskonzepte. Abschlussbericht zum Forschungsauftrag 3608S4574 des deutschen Bundesamtes für Strahlenschutz, ARC-Report SL-LE-0004/09, August 2009. http://doris.bfs.de/jspui/handle/urn:nbn:de:0221-2009082182

[53] Allgemeine Unfallversicherungsanstalt (AUVA), Österreich. 2008. Band 46: Belastung von Schweißern durch elektromagnetische Felder am Arbeitsplatz. http://www.auva.at/mediaDB/529369_R46.pdf

[54] International Electrotechnical Commission 2010. IEC 62209-2: Human exposure to radio frequency fields from hand-held and body-mounted wireless communication devices - Human models, instrumentation, and procedures - Part 2: Procedure to determine the specific absorption rate (SAR) for wireless communication devices used in close proximity to the human body (frequency range of 30 MHz to 6 GHz). Ed. 1.0, 2010

[55] Gandhi OP, Chen JY. 1992, Numerical Dosimetry at Power-Line Frequencies Using Anatomically Based Models, Bioelectromagnetics Supplement 1:43-60

[56] Christ A, Kainz W, Hahn EG, Honegger K, Zefferer M, Neufeld E, Rascher W, Janka R, Bautz W, Chen J, Kiefer B, Schmitt P, Hollenbach H-P, Shen J, Oberle M, Szczerba D, Kam A, Guag JW and Kuster N. 2010. The Virtual Family - development of surface-based anatomical models of two adults and two children for dosimetric simulations. Physics in Medicine and Biology 55(4): N23

[57] Virtual Population: http://www.itis.ethz.ch/index/index_humanmodels.html

[58] IFAC 2007 Internet resource for the calculation of the dielectric properties of body tissues in the frequency range 10 Hz–100 GHz http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop

[59] ICNIRP. 2010. Guidelines for limiting exposure to time-varying electric and magnetic fields (1 Hz to 100 kHz). Health Physics, Vol. 99:818-836

[60] Bahr A, Bolz T, Hennes C. 2007. Numerical dosimetry ELF: Accuracy of the method, variability of models and parameters, and the implication for quantifying guidelines. Health Physics, Vol. 92:521-530

[61] Zopetti N, Adreuccetti D. 2009. Influence of the surface averaging procedure of the current density in assessing compliance with the ICNIRP low-frequency basic restrictions by means of numerical techniques. Physics in Medicine and Biology Vol. 35: 4835-4848

[62] Hirata A, Wake K, Watanabe S, Taki M. 2009. In siitu electric field and current density in Japanese male and female models for uniform magnetic field exposures. Radiation Protection Dosimetry Vol. 135:272-275.

[63] IEEE C95.3-2002. Recommended Practice for Measurements and Computations of Radio Frequency Electromagnetic Fields With Respect to Human Exposure to Such Fields, 100 kHz–300 GHz. Peak spatial-average SAR. Annex E.

[64] CKC Laboratories Inc. Test Report No. FC00_113. 2000. https://fjallfoss.fcc.gov/prod/oet/forms/blobs/retrieve.cgi?attachment_id=135209&native_or_pdf=pdf

[65] Kuster B & Balzano Q. 1992. Energy absorption mechanism by biological bodies in the near field of dipole antennas above 300 MHz. IEEE Transaction on Vehicular Technology 41:17-23

[66] Christ A, Samaras T, Klingenböck A, Kuster N. 2006. Characterisation of the electromagnetic near field absorption in layered biological tissue in the frequency range from 30 MHz to 6000 MHz. Physics in Medicine and Biology 51:4951-4965

[67] Sensormatic Homepage, EAS-Produktübersicht http://www.sensormatic.com/Products/EAS/DetectionSystems/PedestalSystems/PedestalSystems_home.aspx Stand: 26.04.2011

[68] Nedap Deutschland Homepage, EAS-Antennenübersicht: http://www.nedap.de/rs/index.php?option=com_content&task=view&id=63&Itemid=243 Stand: 26.04.2011

[69] Checkpoint Systems Homepage, EAS-Evolve-Antennenübersicht: http://www.checkpt.com/en/products-services/Shrink-Management-Solutions/Electronic-Article-Surveillance/EVOLVE-Shrink-Management-System/EVOLVE-Antennas.aspx Stand: 26.04.2011

[70] Checkpoint Systems Homepage, EAS-3G-Antennenübersicht: http://www.checkpointsystems.com/EUR/products-services/Shrink-Management-Solutions/Electronic-Article-Surveillance/Liberty-3G-Shrink-Management-System.aspx Stand: 26.04.2011

[71] Gateway Homepage, AM-EAS-Antennenübersicht: http://www.gateway-security.com/products/am/antennas/Pages/default.aspx Stand: 26.04.2011

[72] AGON Homepage, Systemübersicht: http://www.agon-systems.com/DEUTSCH/SYSTEME/systeme.html Stand: 26.04.2011

[73] Shopguard Homepage, Produktübersicht: http://www.shopguard.at/start.htm Stand: 26.04.2011

[74] Christ A, Schmid G, Djafarzadeh R, Überbacher R, Cecil S, Zefferer M, Neufeld E, Lichtsteiner M, Bouterfas M, Kuster N. 2009. Numerische Bestimmung der Spezifischen Absorptionsrate bei Ganzkörperexposition von Kindern. http://doris.bfs.de/jspui/bitstream/urn:nbn:de:0221-201004071342/1/BfS_2010_3606S04517.pdf

[75] Anderson V, McIntosh R. 2008. Guidelines for RF exposure assessment of metallic implants. Chapter of the International EMF Dosimetry Handbook, Version R2 (October 2008)

[76] ICNIRP. 1998. Response to Questions and Comments on the Guidelines for Limiting Exposure to time-varying electric, magnetic, and electromagnetic fields (up to 300 GHz), Health Physics, Vol. 75:438-439

[77] ISO/IEC 14443-2:2010. Identification Cards - Contactless integrated circuit cards - Proximity cards- Part 2: Radio frequency power and signal interface

[78] Paul R. 1993, Elektrotechnik 1 – Felder und einfache Stromkreise. 3. Auflage, Springer Verlag Berlin, Heidelberg

[79] Goltz S, Eggert S, Gustrau F, Bahr A. 2003. Störbeeinflussung von Herzschrittmachern - Stand der Normung und der numerischen Simulationsverfahren, EMC Kompendium 2003, pp. 51-53

[80] Gustrau F, Bahr A, Goltz S, Eggert S, Hentschel K. 2003. Numerische Modellierung elektronischer Implantate und Berechnung der Störspannung am Implantateingang. Schriftenreihe der Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin. Forschung Fb988. ISBN 3.89701-990-6, ISSN 1433-2086

[81] Börner F. Störbeeinflussung von Herzschrittmachern in nieder- und hochfrequenten elektrischen und magnetischen Feldern. Tagungsband zur 43. Jahrestagung des Fachverbandes für Strahlenschutz e.V., pp. 243-251, Dortmund, 19.-21.09.2011, ISSN 1013-4506

[82] Verordnung über das Nachweisverfahren zur Begrenzung elektromagnetischer Felder (BEMFV) vom 20.08.2002

| Verantwortung für Mensch und Umwelt |

Kontakt:
Bundesamt für Strahlenschutz
Postfach 10 01 49
38201 Salzgitter
Telefon: + 49 30 18333 - 0
Telefax: + 49 30 18333 - 1885
Internet: www.bfs.de
E-Mail: ePost@bfs.de
Gedruckt auf Recyclingpapier aus 100 % Altpapier.

Bundesamt für Strahlenschutz