

Die Modenverwirbelungskammer als alternative Messumgebung für Kompatibilitätstest in der Magnetresonanztomographie.

M. Sc. Enrico Pannicke, Lehrstuhl für Elektromagnetische Verträglichkeit, Otto-von-Guericke Universität

Dr.-Ing. Mathias Magdowski, Lehrstuhl für Elektromagnetische Verträglichkeit, Otto-von-Guericke Universität

Prof. Dr.-Ing. Ralf Vick, Lehrstuhl für Elektromagnetische Verträglichkeit, Otto-von-Guericke Universität

1 Einleitung

Durch den Übergang vom diagnostischen zum therapeutischen Gebrauch der MR-Bildgebung wurde von Pannicke et.al. [4] ein Sicherheitskonzept für die Produktentwicklung der interventionellen Magnetresonanztomographie vorgestellt. Dieses beinhaltet neben der Gewährleistung der Patientensicherheit auch eine zweite Stufe – die sogenannte Behandlungssicherheit. Kernaussage dieser verschärften Sicherheitsstufe ist, dass die Bildgebung des Scanners nicht durch externe Geräte gestört werden darf, da sonst der Abbruch der Behandlung droht. Dies stellt für die Entwicklung von Geräten, die in dieser Umgebung eingesetzt werden sollen eine verschärfte Anforderung dar, die mittlerweile auch in der *DIN-EN-60601* als Untersuchung der besonderen EMV-Umgebung gefordert ist [1].

2 Störbeeinflussung/-beurteilung

Die Einkopplung externer Störungen in die Empfangsvorrichtungen des Tomographen manifestieren sich auf zwei Arten im Bild. Zum einen führt eine Erhöhung des Grundrauschens zu einer Verschlechterung der Bildqualität (siehe Abb. 1b). Dies wird über das Signal-zu-Rausch-Verhältnis im Bild bestimmt und beeinflusst wesentlich die Befundbarkeit des Bildes. Deterministische Störungen monofrequenter Signale bilden sich entlang der sogenannten Phasenkodierrichtung im Bild aus, deren Breite von der Pulsdauer der Störung bestimmt wird (siehe Abb. 1c). Die Sichtbarkeit der sogenannten „Zipper“-

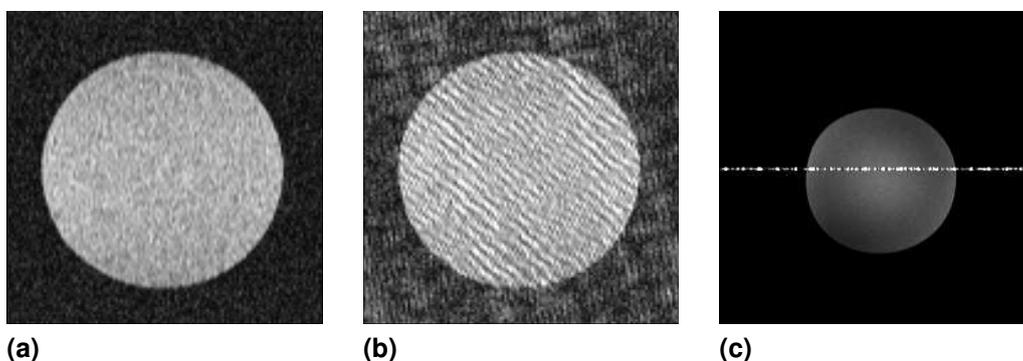


Bild 1: Beeinflussung der Bildakquise eines ungestörten Bildes (1a) durch Erhöhung des Grundrauschens (1b) und Artefaktbildung durch CW-Signale (1c)

Artefakte hängt stark von folgenden Parametern der Bildgebung ab:

- Mittenfrequenz f_0
- Messbandbreite Δf

Beide sind nur bedingt vom Anwender des Tomographen einstellbar und werden z. B. anhand der Patientenposition bestimmt. Die Abhängigkeit der Sichtbarkeit von Artefakten innerhalb der Bildaufnahmen wird in Abb. 2 verdeutlicht. Erst wenn der Störer in das Frequenzband der Bildakquise fällt, ist eine Störung im Bild sichtbar.

Verschärfend kommt hinzu, dass keine Datenlage verfügbar ist, welche Grenzwerte von Geräten bezüglich der abgestrahlten Leistung erlaubt sind. Harberts et.al. [3] führten Untersuchungen zur Sensitivität eines 1,5 T-Tomographen durch und bestimmten den Pegel erlaubter Störemissionen für Geräte in dessen Schirmkabine abhängig vom Abstand zum Isocenter. Die maximal isotrop abgestrahlte Leistung für einen Abstand von 3 Metern wurde mit $P = -160 \text{ dBm}$ bestimmt. Dieser Wert liegt weit unter dem laut gängigen EMV-Norm geforderten Grenzwert. Der störungsfreie Betrieb von Geräten innerhalb der MR-Schirmkabine wird daher durch den aktuellen Stand der Normung und Prüfung nicht erfasst. Grenzwerte hierfür müssen vom Entwickler selbstständig bestimmt werden.

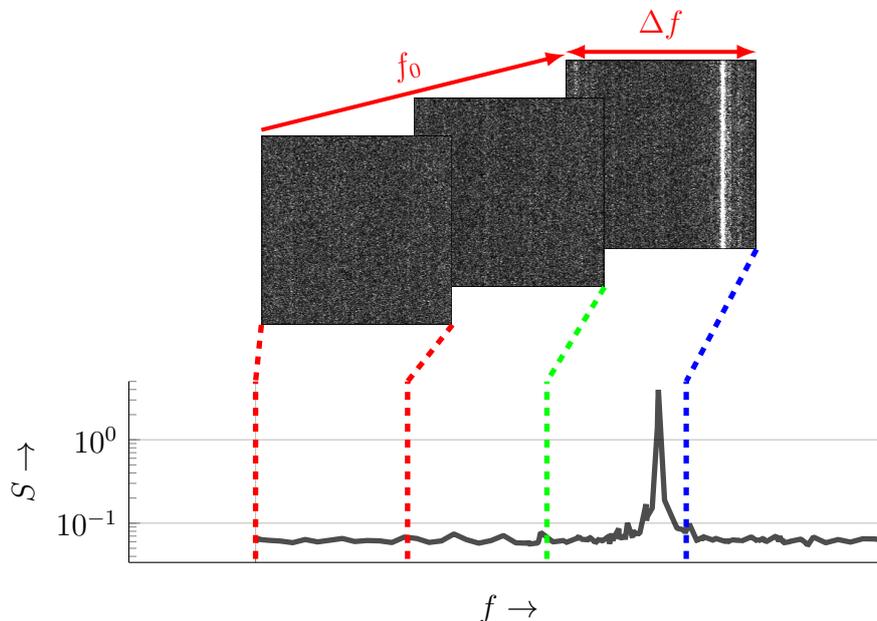


Bild 2: Je nach Patientenposition und Systemeinstellungen besitzt ein MR-Bild eine bestimmte Mittenfrequenz f_0 und Bandbreite Δf . Externe Störungen die außerhalb dieses Aufnahme-Spektrums liegen, sind in der MR-Bildgebung nicht sichtbar.

Stand der Technik ist es daher immer noch, den Nachweis der Nicht-Beeinflussung der Bildgebung direkt am MR-Tomographen durchzuführen. Die hierbei angewandten Methoden sind eine Analyse des Signal-zu-Rausch-Verhältnis (SNR) der Bilder und der Intensität des Artefaktes. Dieses Vorgehen ist mit einem hohen Aufwand verbunden und erfordert auch den Zugang zu mehreren Tomographen mit verschiedenen Feldstärken. Das SNR für bildgebende Verfahren ist definiert als:

$$\text{SNR} = \frac{\mu}{\sigma}$$

Dabei ist μ der Mittelwert der signalbehafteten Regionen und σ die Standardabweichung des Hintergrundrauschens. Der Mittelwert μ ist von einer Vielzahl von Parametern der

Bildgebung (Echo-Zeit (TE), Wiederholungs-Zeit (TR), Flip-Winkel (α) usw.) aber auch von Stoffeigenschaften abhängig. Messungen die an verschiedenen Scannern oder verschiedenen Phantomen durchgeführt werden, sind daher nicht vergleichbar. Nur Messungen innerhalb einer Studie an einem Scanner und Phantom relativ zu einer Referenzmessung können ausgewertet werden. Die Standardabweichung σ des Hintergrundrauschens ist im Gegensatz zu μ abhängig von externen Störungen, so dass nur diese Größe untersucht werden muss.

Die Intensität des Artefaktes ist von der abgestrahlten Leistung der Störquelle abhängig. Zusammenfassend ist ersichtlich, dass die wichtigen Parameter des Störers nicht mittels MR-Bildgebung ausgewertet müssen. Als alternative Messumgebung wurde die Modenverwirbelungskammer gewählt, die die direkte Messung der abgestrahlten Leistung einer DUT erlaubt. Auch können über die Güte der Messkammer/Schirmkabine die Messungen übertragen werden.

3 Material & Methoden

In diesem Abschnitt werden die durchgeführten Messungen und dabei verwendeten Methoden zusammengefasst. Um die Machbarkeit des Konzeptes zu demonstrieren, mussten die IQ-Daten der Empfänger abgegriffen und eigenhändig ausgewertet werden. Zur Abschätzung der benötigten Sensitivität und Dynamik der alternativen Messmethode, wurde die abgestrahlte Leistung eines Prüflings innerhalb der Schirmkabine eines 3 T-MRT, die zu Bildbeeinflussungen führt durch Vergleichsmessungen bestimmt. Erste qualitative Studien sollten den Nutzen der Messungen in der MVK zur Untersuchung von Störbeeinflussungen unterschiedlicher MRT-Geräte zeigen.

Messeinstellung

Die MR-Bildgebung kann eine Frequenzauflösung (auch Pixel-Bandbreite genannt) bis zu $\delta f = 61$ Hz erreichen, bei einer maximalen Bandbreite von $\Delta f = 1$ MHz. Um den zu untersuchenden Frequenzbereich in den MVK-Messungen entsprechend darstellen zu können, wurden die IQ-Daten des Empfängers verwendet. Diese weisen eine starke Abhängigkeit vom Frequenzgang der eingestellten Filter auf. Um diese zu minimieren, wurden am Spektrumsanalysator (FSP13, Rhode&Schwarz, München) $f_s = 4$ MHz und $RBW = 1$ MHz eingestellt. Diese Einstellungen garantieren einen möglichst flachen Anstieg der Übertragungsfunktion des Filters in diesem Bereich.

Device under Test

Als praxisnahes Beispiel diente ein Projektorsystem bestehend aus einem Projektor (Modell W1070+, BenQ, Taipeh, China) und einem WHDMI-Modul (AIR3, DVDO, USA) (siehe Abb. 3).

Gütemessung/Pegelbestimmung

Zur Vergleichbarkeit wurde die Güte der Schirmkabine des 3 T-MRT (Skyra, Siemens, Erlangen) und der MVK gemessen. Als Rührer wurde in der Schirmkabine des MRT ein verfahrbares Kupfergehäuse verwendet (siehe Abb. 3).

Da kein MR-kompatibler Rührer verfügbar war, konnte in der Schirmkabine nicht die abgestrahlte Leistung gemessen werden. Daher wurde diese mittels Vergleich bestimmt. Dazu wurde das Spektrum des MR-Empfängers gemessen, mit dem Projektorsystem in der Schildkabine. Der zweite Messaufbau umfasste eine Antenne verbunden mit einem Funktionsgenerator (Rhode&Schwarz, München) als deterministischer Störer. Die abgestrahlte Leistung der Antenne, abhängig von ihrem Eingangsreflektionsfaktor Γ und der Ausgangsleistung des Funktionsgenerators P_{IN} berechnet sich zu:

$$P_{\text{rad}} = P_{\text{IN}} \cdot (1 - \Gamma)$$

. Durch Variation der Eingangsleistung des Funktionsgenerators und Vergleich der Spektren der Messung mit Prüfling wurde der Grenzpegel quantitativ bestimmt, der in der Umgebung sichtbar ist.



Bild 3: „Rührersetup“ in der Schirmkabine des MRT (links) und untersuchter Prüfling in der MVK (rechts)

Vergleich Magnetresonanztomographen

Die Auswertung der Beeinflussung der Bildqualität wurde zusätzlich an einem 7 T-MRT (Magnetom, Siemens, Erlangen) durchgeführt. Die 3 T- und 7 T-Scanner verwenden eine entsprechende Mittenfrequenz von $f_0 = 123 \text{ MHz}$ und $f_0 = 297 \text{ MHz}$. Diese dienen als Vorgabe für die Prüfung der Bildbeeinflussung in der MVK.

4 Ergebnisse

Das Ergebnis der beiden Gütemessungen ist in Abb. 4 dargestellt. Der Vergleich der sichtbaren Störung im Spektrum mit dem deterministischen Störer wird in Abb. 5 gezeigt. Die korrigierte Eingangsleistung an der Antenne wurde mit $P_{\text{rad}} = -112 \text{ dBm}$ bestimmt. Die Spektren der Messungen am 3 T- und 7 T-Scanner sind in Abb. 6 zusammengefasst. Die Ergebnisse zeigen den Mittelwert der Spannung $\langle u \rangle$ an der Empfangsantenne. Die Messungen im MRT fanden aber ohne Rührer statt, da dieser nicht MR-kompatibel war. Dennoch zeigen MR- und MVK-Messung eine gute qualitative Übereinstimmung.

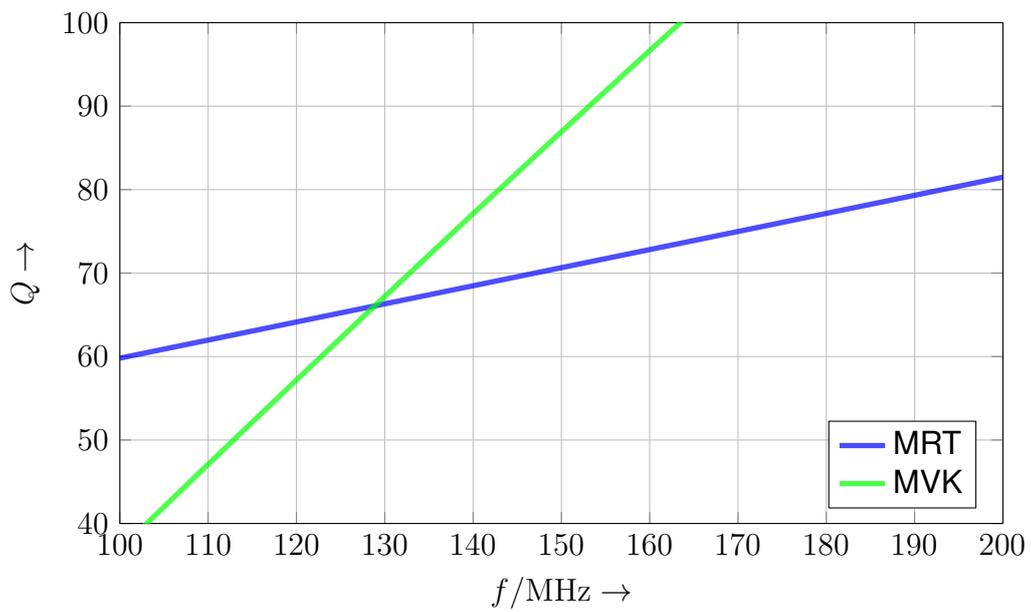


Bild 4: Ergebnis der Gütemessung für die MR-Schirmkabine und die MVK

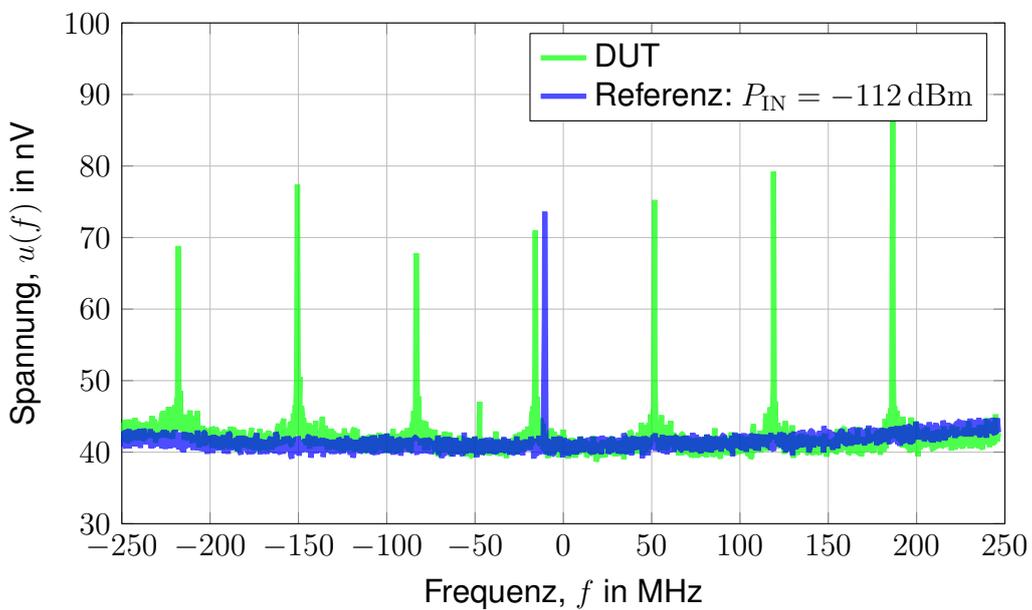


Bild 5: Bestimmung der abgestrahlten Leistung des Prüflings mittels einer Vergleichsmessung in der MR-Umgebung

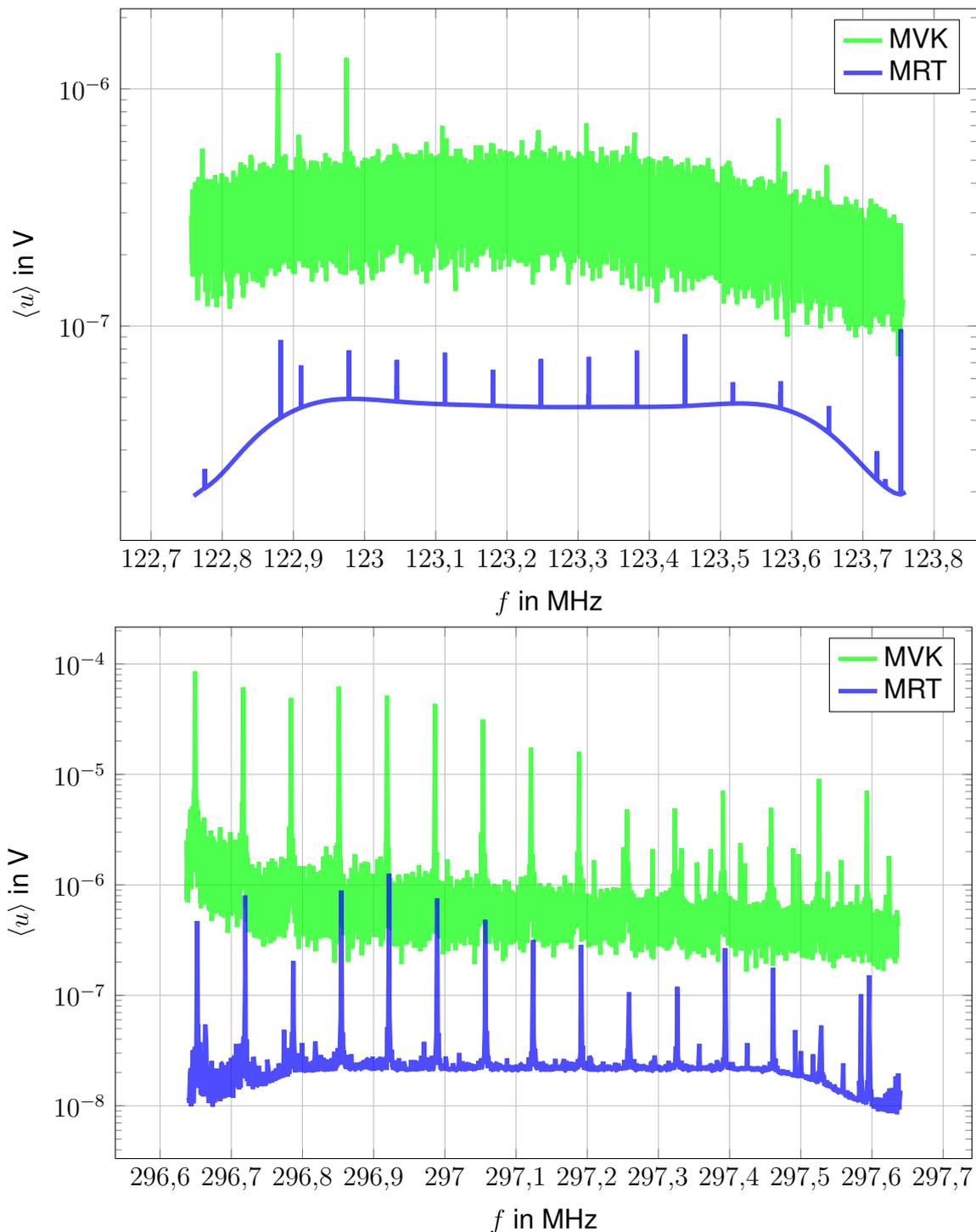


Bild 6: Messung des Störspektrum für die 3 T- (oben) und 7 T-Umgebung (unten)

5 Diskussion

In diesem Beitrag wurde gezeigt, dass Beeinträchtigungen der Bildgebung für unterschiedliche MR-Geräte durch Messungen in der MVK vorhergesagt werden können. Trotz qualitativer Übereinstimmung der Ergebnisse konnten in dieser Studie keine quantitativen Validierungen durchgeführt werden. Mittels einer einfachen Vergleichsmessung konnte jedoch für das 3 T-Gerät und dessen Schirmkabine ein Grenzwert von $P_{\text{rad}} = -112$ dBm für die abgestrahlte Leistung bestimmt werden.

Zukünftige Arbeiten sollen mittels eines MR-kompatiblen Rührers Messungen der abgestrahlten Leistung in der Schirmkabine des MRT ermöglichen. Dies sollte mithilfe der Güte, auch zu einer quantitativen Übereinstimmung der Resultate führen. Außerdem können mit einem solchen Rührer, Studien zur Güte verschiedener MR-Schirmkabinen an unterschiedlichen Standorten durchgeführt werden. Liegen diese Daten (z.B. mittlere Güte) vor, können die Prüfungen zur Bildbeeinflussung zur Prüfung der Behandlungssicherheit [4] vollständig in einer MVK durchgeführt werden [2].

Die Wahl einer alternativen Messumgebung zum Nachweis der MR-Kompatibilität kann die Entwicklung entsprechender Geräte wesentlich vereinfachen, da unterschiedliche MR-Geräte durch die Einstellung der Mittenfrequenz f_0 realisiert werden.

Ein weiterer Vorteil der vorgestellten Methode ist, dass die Beeinflussung der Bildgebung getrennt von anderen Aspekten der MR-Kompatibilität betrachtet werden kann. So muss der Prototyp noch nicht frei von ferromagnetischen Materialien sein, um getestet werden zu können. Dadurch kann der Aufwand bestehende Geräte/Produkte zu modifizieren, um die MR-Kompatibilität zu erreichen wesentlich einfacher abgeschätzt werden.

Literatur

- [1] DIN: *Medizinische elektrische Geräte - Teil 1-2: Allgemeine Festlegungen für die Sicherheit einschließlich der wesentlichen Leistungsmerkmale*. Berlin, Mai 2016
- [2] DIN DEUTSCHES INSTITUT FÜR NORMUNG E.V. UND VDE VERBAND DER ELEKTROTECHNIK ELEKTRONIK INFORMATIONSTECHNIK E.V. (Hrsg.): *Elektromagnetische Verträglichkeit (EMV) – Teil 4-21: Prüf- und Messverfahren – Verfahren für die Prüfung in der Modenverwirbelungskammer (IEC 61000-4-21:2011)*. 2. Berlin, Frankfurt: DIN Deutsches Institut für Normung e.V. und VDE Verband der Elektrotechnik Elektronik Informationstechnik e.V., Dezember 2011
- [3] HARBERT, D. W. ; HELVOORT, M van: Sensitivity of a 1.5-T MRI system for electromagnetic fields. In: *2014 International Symposium on Electromagnetic Compatibility*, 2014. – ISSN 2325–0356, S. 856–859
- [4] PANNICKE, E. ; KAISER, M. ; ROSE, G. ; VICK, R.: Elektromagnetische Verträglichkeit im Kontext der Produktentwicklung für die interventionelle Magnetresonanztomographie. In: *EMV 2016: Internationale Fachmesse und Kongress für Elektromagnetische Verträglichkeit*, 2016, S. 303–308