

Nutzung von Mantelwellensperren für die MR-geführte Mikrowellenablation

B.Sc. Maik Ehses¹, M.Sc. Thomas Gerlach¹, M.Sc. Enrico Pannicke¹, Dipl.-Ing. Roland Müller², Prof. Dr.-Ing. Ralf Vick¹

¹Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, Institut für Medizintechnik, Lehrstuhl für EMV

²Max-Planck-Institut für Kognitions- und Neurowissenschaften, Methoden- und Entwicklungsgruppe „Magnetresonanztomographie“, Leipzig

maik.ehses@ovgu.de

Einleitung

Bildgeführte, minimalinvasive Verfahren werden zur Biopsie suspekten Gewebes und dessen Behandlung eingesetzt. Eine weit verbreitete Methode für Letzteres sind thermoablative Verfahren wie beispielsweise die Mikrowellenablation (MWA). Mittels Bildgebung kann eine korrekte Platzierung einer für die MWA genutzten Elektrode überwacht werden. Die applizierten elektromagnetischen Felder führen aufgrund des Leistungsumsatzes im Gewebe zu einer starken Temperaturerhöhung. Studien haben gezeigt, dass unter Einhaltung eines Sicherheitsraumes von >5 mm um den Tumor die Rezidivrate erheblich gesenkt werden kann [1].

Die Nutzung des MRTs bietet dazu die Möglichkeit Temperaturkarten zu erstellen, um einen geforderten Sicherheitsraum nachweisen zu können. Die MR-Bildgebung hat jedoch den Nachteil, äußerst anfällig gegenüber Interferenzen externer Geräte zu sein [2]. Eine mögliche Störquelle stellen hierbei Gleichtaktströme dar, welche sich auf den langen Zuleitungen zwischen MWA-Generator und Ablationselektrode bilden können. Um diese Gleichtaktströme zu dämpfen, gibt es in der MR-Bildgebung den Ansatz, nicht-magnetische Mantelwellensperren (MWS) zu verwenden [3]. Typischerweise wird hierfür ein geschirmter Leiter aufgewickelt und die resultierende Induktivität bildet mit einer an der Schirmung angebrachten Kapazität einen Schwingkreis, welche im Resonanzfall eine hohe Impedanz für den Gleichtaktstrom aufweist [4].

Die Effektivität der MWS hängt von deren Platzierung auf dem Kabel ab. Eine Neuplatzierung der MWS nach dem Anlöten am Kabelschirm ist mit einem erheblichen Aufwand in der MR-Umgebung verbunden [3]. Auch sollte beachtet werden, dass die Nutzung von Kabelzuleitungen für therapeutische Anwendungen den thermischen und chemischen Anforderungen einer klinischen Sterilisation genügen müssen. Durch das Anlöten der Kondensatoren der solenoiden MWS am Kabelschirm wird dieser Prozess erschwert.

Alternative MWS sind zum Beispiel die Floating Cable Traps (FCTs). Bei diesen wird auf dem geschirmten Kabel ein koaxiales Leitersegment angebracht, dessen Innen- und Außenleiter an den Enden mit Kondensatoren abgeschlossen wird. Im Resonanzfall weist das koaxiale Leitersegment eine hohe Impedanz auf, welches zu einer Dämpfung des vom Schirm des Kabels in das koaxiale Leitersegment eingekoppelten Gleichtaktsignals führt. Die FCT bietet hierbei den Vorteil, dass diese Art der MWS nicht auf den Außenleiter eines Koaxialkabels angelötet werden muss. In diesem Paper soll ein Konzept vorgestellt werden, bei dem FCTs für den klinischen Einsatz einer Mikrowellenablation genutzt werden. Die Wirksamkeit wird mittels MR-Bildgebung überprüft.

Methoden

Es wurden FCTs entworfen, welche eine Durchführung von zwei Kabeln ermöglichen. Ein Koaxialkabel dient dem Transport von HF-Leistung zum Mikrowellen-Applikator, während ein zweites geschirmtes Kabel dazu dient, die Daten eines im Applikator verbauten Temperatursensors weiterzuleiten. Beide Kabel besitzen einen Durchmesser von 4,8 mm. Die Abbildung 1 zeigt den hier genutzten Aufbau einer FCT. Mittels 3D-Druck wurden aus Polycarbonat zwei Hälften für einen Rohling einer FCT gefertigt. Das Polycarbonat weist eine relative Permittivität von 3,4 auf. Ein auf den Teilkörpern gedrucktes Schienensystem ermöglicht es, die FCT zu einem Hohlzylinder mit einem Außendurchmesser von 36 mm zusammenzufügen. Die innere Aushöhlung des Zylinders weist eine elliptische Form auf, mit einem Durchmesser der Hauptachse von 11 mm und einem Durchmesser der Nebenchse von 5,5 mm. Die Länge der FCT beträgt 6 cm. Jeweils auf der Innenseite und der äußeren Seite des Hohlzylinders wurde Kupferband angebracht. Dies bildet den Innen- und Außenleiter der FCT. Durch das Einlöten von Kondensatoren zwischen dem Innen- und Außenleiter an den Enden der FCT konnte die Resonanzfrequenz der FCT eingestellt werden. Zur Störunterdrückung für die MR-Bildgebung ist es notwendig, die Resonanzfrequenz der FCT auf die Operationsfrequenz eines 3 T MRT-Gerätes, also 123,25 MHz, anzupassen.

Für die Bestimmung der erforderlichen Kapazitäten wurde das Open-Source Netzwerksimulationsprogramm „Qucs“ genutzt [5]. Es wurde hierbei angenommen, dass eine FCT als ein Schwingkreis beschrieben werden kann, welcher aus einem koaxialen Leitersegment besteht, dessen Enden jeweils über einen Kondensator mit dem Ground verbunden werden [3]. Mittels eines Parameterdurchlaufs der Kapazität bei gegebener Geometrie und Anregungsfrequenz konnte die notwendige Kapazität aus dem numerisch berechneten Impedanzverlauf bestimmt werden. Die berechnete Kapazität beträgt 180 pF und wurde jeweils in den Enden der FCT eingelötet.

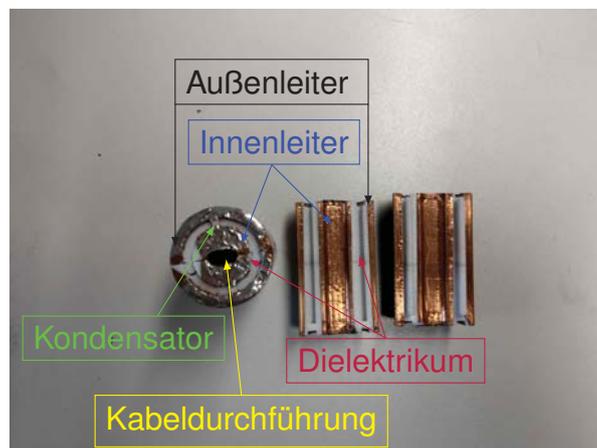
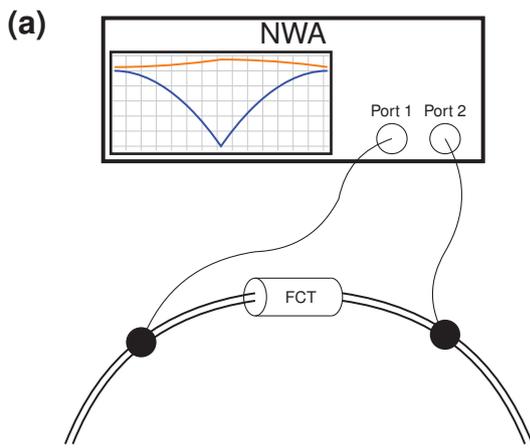
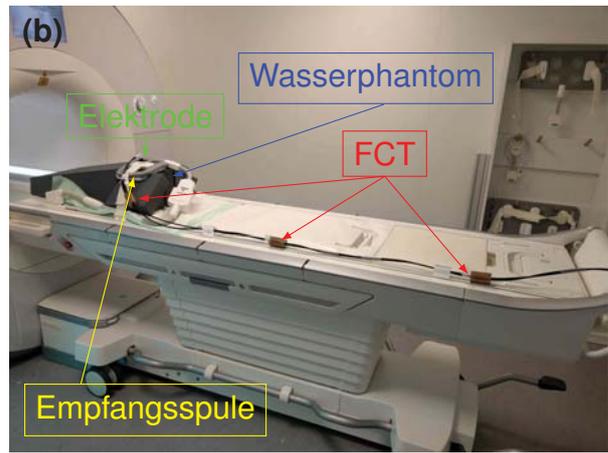


Bild 1: Komponentenweiser Aufbau einer FCT.

Das Dämpfungsverhalten einer FCT wurde mittels einer S_{21} Transmissionsmessung an einem Rohde & Schwarz ZVB4 Netzwerkanalysator (NWA) bestimmt. Hierzu wurde die FCT zwischen zwei Klappferriten auf zwei Koaxialkabeln aufgebracht. Die Klappferrite bildeten zusammen mit einem Semi-Rigid-Kabel eine Strommesszange für den Nachweis der Gleichtaktstörungen. Eine schematische Abbildung des Versuchsaufbaus am NWA ist in Bild 2a zu sehen.



(a) Schematischer Versuchsaufbau am Netzwerk-analysator zur Dämpfungsbestimmung einer FCT.



(b) Versuchsaufbau am MRT. MWA befindet sich außerhalb des geschirmten Raumes.

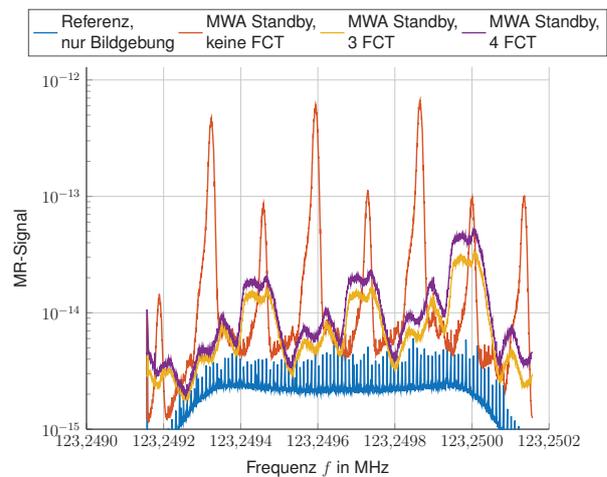
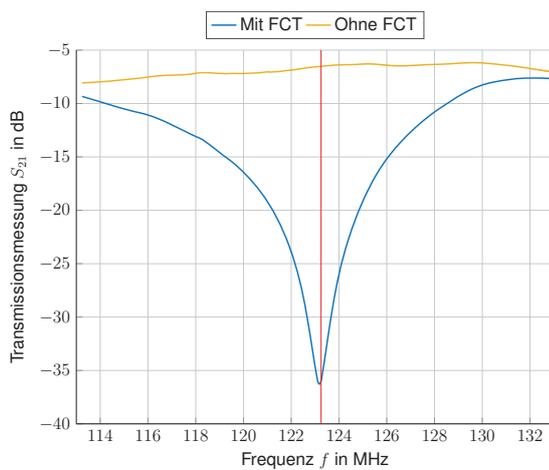
Bild 2: Versuchsaufbauten der Messungen.

In Abbildung 2b ist der Versuchsaufbau der Rauschmessung des Mikrowellenablationssetups (Medwaves, AVecure Microwave Generator) an einem SIEMENS MAGNETOM Skyra 3 T MRT dargestellt. Das Wasserphantom wurde im Isozentrum des MRT-Gerätes platziert. Zur Fixierung des Phantoms wurden Kissen und eine 4-Kanal-Empfangsspule, welche auch zur Bildgebung verwendet wurde, angebracht. Anschließend wurde die Ablationselektrode in das Wasserphantom eingeführt und fixiert. Da der Ablationsgenerator außerhalb des MRT-Untersuchungsraumes aufgebaut wurde, mussten die beiden Koaxialkabel der Elektrode über einen Waveguide aus der MRT-Kabine herausgeführt werden. Die erste FCT wurde 24 cm vom Schaft der Elektrode entfernt auf die Koaxialkabel aufgebracht. Drei weitere FCTs wurden jeweils im Abstand von 70 cm angebracht. In Abhängigkeit von der Position auf den Koaxialkabeln und der Anzahl der benutzten FCTs wurde die Bildqualität während des Standby-Betriebs des MWA-Generators untersucht, da die Bildgebung aktuell nicht während des aktiven Ablationsprozesses stattfindet [6]. Zum einen wurde mit der Bildgebungsspule ein Rauschspektrum aufgenommen und zum anderen wurde das Signal-Rausch-Verhältnis (SNR) nach vorgegebenem Standard [7] berechnet. Hierbei werden zwei Bilder aufgenommen. Vom ersten Bild wird für eine Zielregion (ROI) der mittlere Pixelwert berechnet. Dieser Wert wird im Folgenden als Signal S bezeichnet. Nachfolgend wird ein Differenzbild aus beiden Bildern berechnet und die Standardabweichung SD des Differenzbildes ermittelt, welche das Rauschen charakterisiert. Formal wird das SNR mittels $SNR = \frac{S}{(\frac{SD}{\sqrt{2}})}$ berechnet. Diese Methode erlaubt einen direkten Vergleich zwischen MR-Bildern [8].

Ergebnisse

Die S_{21} Transmissionsmessung ergab die in Abbildung 3a dargestellte blaue Kurve, welche ein Minimum bei 123,10 MHz aufweist. Bei der Operationsfrequenz des MRTs erhält man eine durch die FCT hervorgerufene Dämpfung von 29,4 dB. In Abbildung 3b sind die Spektren der Rauschmessversuche dargestellt. Es ist in allen Spektren eine Abflachung zu den beiden Enden zu sehen, was auf entsprechende MRT-interne Filterschaltungen zurückzuführen ist. Beim Betrieb des Ablationsgenerators im Standby-Modus ohne FCTs

ergibt sich eine Erhöhung des Rauschsignals der Spektrumskurve. Das Anbringen einer vierten FCT mit gleichem Abstand führt zu einer Erhöhung des MRT-Rauschsignales.



(a) Originaler Transmissionsverlauf (gelb), Dämpfungskurve der FCT (blau), Markierung der 123,25 MHz Zielfrequenz (rot).

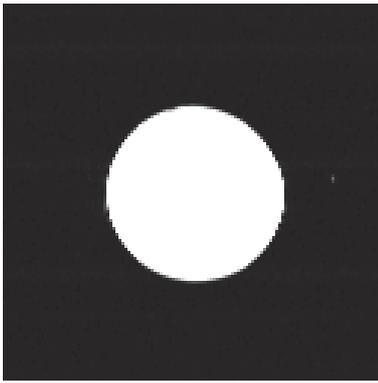
(b) Ergebnisse der Spektralmessung am MRT.

Bild 3: Messergebnisse des NWA (a) und des MRTs (b).

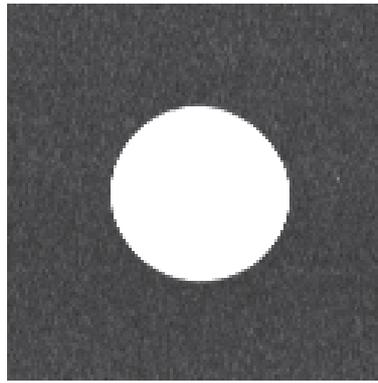
In Abbildung 4 sind Gradient-Echo(GRE)-Aufnahmen des Wasserphantomes mit eingebrachtem Mikrowellenapplikator abgebildet. Hierbei ist Abbildung 4a mit ausgeschaltetem MWA aufgenommen worden und zeigt ein SNR von 49.73. Nach Einschalten des MWA und dessen Betrieb im Standby-Modus (Abbildung 4b) zeigt sich eine Erhöhung des Rauschanteils und eine Erniedrigung des SNR auf 15.99. Nach Anbringen von drei FCTs (Abbildung 4c) tritt eine Verbesserung des SNR-Wertes auf 44.03 ein. Weitere FCTs führen zu einer Verschlechterung des SNR, wie in Tabelle 1 dargestellt ist.

Tabelle 1: SNR Ergebnisse

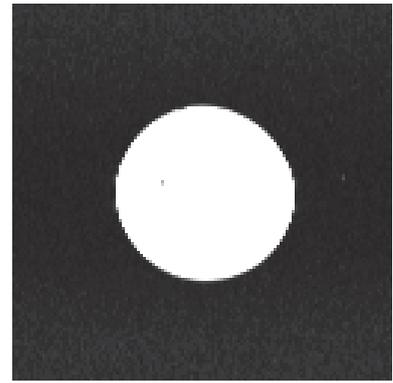
	Referenz, reine Bildgebung	MWA Standby, keine FCT	1 FCT	2 FCT	3 FCT	4 FCT
SNR	49.73	15.99	16.47	34.44	44.03	43.72



(a) GRE-Referenzbild bei ausgeschaltetem MWA.



(b) GRE-Bild mit MWA im Standby, keine FCT aufgebracht.



(c) GRE-Bild mit MWA im Standby, 3 FCTs aufgebracht.

Bild 4: GRE Bilder des Wasserphantoms mit eingebrachtem Mikrowellenapplikator.

Diskussion

Prinzipiell ist zu sehen, dass FCTs sowohl die MR-Spektren als auch das SNR verbessern. Bei Anbringen von drei FCTs wurde, bezogen auf den SNR bei Standby-Betrieb des MWA-Generators, eine Verbesserung um den Faktor ≈ 2.75 erreicht, welcher $\approx 88.5\%$ des originalen SNR von 49.73 beträgt. Wurden jedoch mehr als drei FCTs auf den Koaxialkabeln des MWA-Setups aufgebracht, ergab sich eine Verschlechterung der Spektralkurve und des SNR. Ein Grund für dieses Verhalten könnte eine parasitäre Kopplung der einzelnen FCTs untereinander darstellen. Dieser Aspekt soll weiter untersucht werden. Für eine weitere Erhöhung des SNR und eine damit einhergehende Reduzierung des Rauschanteils scheint es jedoch unumgänglich, Filter am Ausgang des MWA-Generators anzubringen. Zusätzlich zu den zu erwartenden Verbesserungen des spektralen Bereiches und des SNRs entsteht die Möglichkeit, den Bildgebungsprozess parallel zu dem aktiven Ablationsprozess durchzuführen.

Abschluss

Zur Reduktion der Gleichtaktströme wurden Floating Cable Traps verwendet, um bei einer MR-gestützten Mikrowellenablation eine Verbesserung des Signal-Rausch-Verhältnisses der aufgenommenen MR-Bilder zu erreichen. Es zeigte sich, dass ein Anbringen von drei FCTs eine Verbesserung des SNR hervorrufen konnte, jedoch weitere FCTs zu einer erneuten Verschlechterung führten. In diesem Zusammenhang soll weiter untersucht werden, inwieweit die FCTs untereinander koppeln.

Literatur

- [1] Vlasios S. Sotirchos, Lydia M. Petrovic, Katia O. Manova-Todorova, and Constantinos T. Sofocleous. Colorectal cancer liver metastases: Biopsy of the ablation zone and margins can be used to predict oncologic outcome. *Radiology*, 280(3):949–959, 2016. PMID: 27010254.

- [2] Urte Kägebein, Oliver Speck, Frank Wacker, and Bennet Hensen. Motion Correction in Proton Resonance Frequency-based Thermometry in the Liver. *Topics in magnetic resonance imaging : TMRI*, 27(1):53–61, February 2018.
- [3] D.A. Seeber, J. Jevtic, and A. Menon. Floating shield current suppression trap. *Concepts in Magnetic Resonance Part B: Magnetic Resonance Engineering*, 21B(1):26–31, 2004.
- [4] Joel Mispelter, Lupu Mihaela, and Andre Briguet. *NMR Probeheads for Biophysical and Biomedical Experiments*. Imperial College Press, 2nd edition, 2015.
- [5] M. E. Brinson and S. Jahn. Qucs: A gpl software package for circuit simulation, compact device modelling and circuit macromodelling from dc to rf and beyond. *International Journal of Numerical Modelling: Electronic Networks, Devices and Fields*, 22(4):297–319, 2009.
- [6] Urte Kägebein, Marcus Prier, Enrico Pannicke, Oliver Speck, and Frank Wacker. MR-Imaging during synchronized microwave ablation. In *Proceedings of the 12th Interventional MRI Symposium*, Boston, USA, 2018.
- [7] IEC 62464-1:2018. Magnetic resonance equipment for medical imaging - part 1: Determination of essential image quality parameters.
- [8] Scott B. Reeder. *Measurement of Signal-to-Noise Ratio and Parallel Imaging*, pages 49–61. Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg, 2007.