

Semi-aktive Instrumentenvisualisierung in der interventionellen Magnetresonanztomographie

Dissertation

zur Erlangung des akademischen Grades

Doktoringenieurin
(Dr.-Ing.)

von Dipl.-Ing. Mandy Grundmann (geb. Kaiser)

geb. am 29.07.1986 in Leipzig

genehmigt durch die Fakultät für Elektrotechnik und Informationstechnik der
Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg

Erstgutachter:	Prof. Dr. rer. nat. Georg Rose
Zweitgutachter:	Prof. Dr. rer. nat. habil. Oliver Speck
Drittgutachter:	Prof. Dr.-Ing. Jens Müller

Promotionskolloquium am 15.12.2015

Zusammenfassung

Die Magnetresonanztomographie (MRT) eignet sich aufgrund des hervorragenden Weichgewebekontrastes, der Bildakquise ohne ionisierende Strahlung und der Möglichkeit, die Schichten in beliebiger Orientierung aufzunehmen, sehr gut als Bildunterstützung während minimal-invasiver Interventionen. Ein Problem bei diesen Operationen stellt die mangelnde Visualisierung der Instrumente im Schnittbild dar, wodurch in der Folge die Hand-Augen-Koordination eingeschränkt ist. Kunststoffkatheter sind beispielsweise sehr schlecht im Patienten sichtbar. MR-kompatible Punktionsnadeln aus Titan erzeugen hingegen sogenannte Suszeptibilitätsartefakte, deren Ausprägung abhängig von der Orientierung zum statischen Magnetfeld ist. Da die Instrumente selbst kein MR-Signal erzeugen, sind diese außerhalb des Patienten nicht sichtbar, wodurch insbesondere die Platzierung von Punktionsnadeln erschwert wird. Zur Visualisierung der Instrumente eignen sich miniaturisierte Schwingkreise – sogenannte Resonanzmarker –, welche auf die LARMORfrequenz des MRTs abgestimmt sind. Diese verstärken lokal das anregende hochfrequente \vec{B}_1 -Feld und erzeugen somit eine Flipwinkelverstärkung. Für dieses Konzept existieren bisher zumeist nur prototypische Umsetzungen, bei denen die Spule aus einem Draht geformt und mittels eines Kondensatorbauteils abgestimmt wird. Aus diesem Grund bestand das Ziel der vorliegenden Dissertation darin, ein Konzept für einen Designprozess auf Basis einer applikationsspezifischen mikrosystemtechnischen Fertigung der Resonanzmarker zu entwickeln. Zunächst wurden die zur Dimensionierung notwendigen theoretischen Grundlagen aufgezeigt. Dafür wurde der Einfluss des Resonanzmarkers auf die Magnetisierung im Gewebe mit MATLAB[®] auf Basis der BLOCH-Gleichungen untersucht. Als Ergebnis der Analyse wurde festgestellt, dass zum einen eine Verstimmung des Resonanzmarkers zu einer Phasenverschiebung im Bereich 0° bis 180° zwischen anregendem Feld und dem Magnetfeld des Resonanzmarkers führt. Darüber hinaus wurde eine Variation der Phase in der Umgebung des Resonanzmarkers festgestellt, wodurch es in der Konsequenz zu konstruktiven und destruktiven Überlagerungen kommt. Für einen auf die LARMORfrequenz abgestimmten Resonanzmarker kann der verstärkte Flipwinkel mit $\alpha_{\text{amp}} = \alpha \cdot \sqrt{1 + (0,5 \cdot Q \cdot \cos^2 \beta)^2}$ bestimmt werden, wobei Q die Güte des Resonanzmarkers und β dessen Neigung relativ zur Transversalebene sind. Zudem ergab die Analyse, dass es im Bereich des Resonanzmarkers abhängig von der Güte mehrere Anregungswinkel gibt, welche zu einem maximalen Voxelsignal führen.

Für die Realisierung der Resonanzmarker gibt es zwei verschiedene Konstruktionsva-

rianten: zum einen können diese aus diskreten Elementen (Spule und Kondensator) und zum anderen aus selbstresonanten Strukturen gefertigt werden. Für die Dimensionierung ersterer kann je nach Komplexität der Struktur auf analytische Lösungen zurückgegriffen oder eine numerische Bestimmung von Induktivität, Kapazität und Widerstand durchgeführt werden. Für die selbstresonante Swiss-Roll-Struktur wurde eine Berechnungsmethode entwickelt und validiert, welche eine Bestimmung der resultierenden Resonanzfrequenz abhängig von Geometrie- und Materialparametern zulässt.

Im darauffolgenden Kapitel 4 wurde der Design-Prozess für Resonanzmarker vorgestellt. Dieser zyklische und iterative Prozess lässt sich in vier Phasen unterteilen: Planungs-, Realisierungs-, Evaluations- und Analysephase. Das Konzept umfasst eine Übersicht von applikationsspezifischen Anforderungen, eine Auswahl an mikrosystemtechnischen Fertigungsmethoden sowie eine Beschreibung verschiedener Evaluationsmethoden (geometrische, elektrische und mechanische Parameter sowie Funktionstest im MRT).

Basierend auf diesem Designprozess wurden exemplarisch Resonanzmarker für vier Anwendungsszenarien entwickelt und evaluiert:

1. flexible Instrumente innerhalb des Patienten,
2. rigide Instrumente innerhalb des Patienten,
3. Instrumente außerhalb des Patienten sowie
4. Landmarken.

Die Fertigung der Resonanzmarker mit diskreten Elementen erfolgte mithilfe der Aerosol-Depositionstechnologie, der Heißprägetechnik (beides Szenario 1) und der Dickschichttechnik (Low-Temperature-Cofired-Ceramics / LTCC) (Szenario 2). In Szenario 3 und 4 wurden selbstresonante Swiss-Roll-Strukturen verwendet, welche mithilfe von laminierten Kupferfolien bzw. anodisch oxidierten Aluminiumfolien aufgebaut wurden. Es wurden jeweils mehrere Resonanzmarker gefertigt, von denen die meisten eine Funktionserfüllung in Form einer hyperintensiven Signalveränderung zeigten. Bei einigen zeigten sich Fertigungsfehler, wie Leiterbahnunterbrechungen, Leiterbahnkurzschlüsse und unzureichende Haftungen.

Abstract

Magnetic resonance imaging (MRI) is well-suited for guiding minimally-invasive interventions due to the superior soft tissue contrast, the image acquisition without ionizing radiation and the possibility of arbitrary slice positioning. However, one problem is the insufficient visualization of instruments within the MR image and, thus, the limited hand-eye-coordination. For example, polymer catheters are poorly visible within the patient. In contrast, MR compatible puncture needles made of titanium cause so-called susceptibility artifacts whose shape depends on their orientation with respect to the static magnetic field. Moreover, the instruments are invisible outside the patient since they do not generate any MR signal. In particular, this exacerbates the positioning of puncture needles. For visualizing those instruments resonant circuits tuned to the LARMORfrequency of the MR unit – so-called resonant markers – are well-suited. They amplify the exciting radio frequency \vec{B}_1 field locally and cause a flip angle amplification. So far, most prototypes reported in literature consist of a wire-wound coil tuned with a capacitor component. Hence, the aim of this dissertation is to develop a design process based on application-specific fabrication of resonant markers using microsystems technology. The first step was to deduce the theoretical principles required for dimensioning the markers. Therefore, the resonance marker's influence on the magnetization within the tissue has been investigated based on the BLOCH equations using MATLAB[®]. As a result, it can be noted, that on the one hand a detuning of the resonant marker causes a phase shift between 0° and 180° relative to the exciting magnetic field. Furthermore, a variation of the phase in the surroundings of the resonant marker has been observed. These variations cause constructive and destructive superposition of both fields. A resonant marker tuned to the LARMOR frequency causes a flip angle amplification of $\alpha_{\text{amp}} = \alpha \cdot \sqrt{1 + (0,5 \cdot Q \cdot \cos^2 \beta)^2}$, where Q is the quality factor of the resonant marker and β its inclination relative to the transverse plane. Additionally, the analysis showed that depending on the quality factor of the resonant marker several flip angle cause a maximum voxel signal in its vicinity.

There are two construction variants: a combination of discrete elements (coil and capacitor) and a realization of self-resonant structures. The dimensioning of the former kind can be done by analytical calculation or numerical determination of inductance, capacitance and resistance depending on the complexity of the structure. A method for calculating the resonant frequency of a self-resonant Swiss roll structure contingent upon geometry and material parameters has been developed

and validated.

The following chapter 4 presents the design process for resonant markers. This cyclical and iterative process can be subdivided into four phases: planning, realization, evaluation and analysis phase. The concept involves an overview of application-specific requirements, an assortment of microsystem technologies for fabrication and a summary of evaluation methods for geometrical, electrical and mechanical parameters as well as functional testing within the MRI.

Resonant markers for four usage scenarios have been exemplarily developed and evaluated based on this design process:

1. flexible instruments within the patient,
2. rigid instruments within the patient,
3. instruments outside the patient and
4. landmarks.

Those resonant markers consisting of discrete elements have been manufactured using aerosol deposition process, hot embossing (both for scenario 1) and thick film technique (low temperature cofired ceramics / LTCC) (scenario 2). Self-resonant Swiss roll structures have been used in scenario 3 and 4. Those were constructed using laminated copper foil and anodic oxidized aluminum foils. In all cases several resonant markers have been fabricated and most of them showed a function fulfillment in form of a hyperintense signal change. Some of the fabricated markers showed manufacturing defects such as conductor breaks, short circuits and insufficient adhesion.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Stand der Technik der Instrumentenvisualisierung bei der interventionellen MRT	4
1.2	Forschungsschwerpunkte dieser Dissertation	7
2	Theoretische Grundlagen	9
2.1	Grundlagen der Magnetresonanztomographie	9
2.1.1	Wasserstoffkerne im statischen Magnetfeld \vec{B}_0 und im zirkular-polarisiertem Wechselfeld \vec{B}_1	9
2.1.2	Relaxationsvorgänge	13
2.1.3	Ortskodierung	17
2.1.4	MR-Pulssequenzen	19
2.1.5	MR-Sicherheit und MR-Kompatibilität	20
2.2	Funktionsprinzip von elektrischen Schwingkreisen	26
3	Theoretische Betrachtung der Resonanzmarker	31
3.1	Resonanzmarker im MRT	31
3.2	Einfluss der Umgebung auf die elektrischen Eigenschaften der Resonanzmarker	48
3.3	Konstruktionsvarianten	51
3.3.1	Aufbau von diskreten Elementen	51
3.3.2	Aufbau von selbstresonanten Strukturen	56
4	Designprozess von Resonanzmarkern	71
4.1	Definition der Anforderungen	73
4.2	Fertigungsverfahren	77
4.2.1	Drahtwickeltechnik	78
4.2.2	Aerosol-Depositionstechnologie	80
4.2.3	Heißprägetechnik	81

4.2.4	Dickschichttechnologie	83
4.2.5	Anodische Oxidation	84
4.2.6	Vergleich der Fertigungsverfahren	86
4.3	Evaluierung	91
4.3.1	Geometrische Parameter	91
4.3.2	Elektrische Parameter	91
4.3.3	Mechanische Parameter	93
4.3.4	Verhalten im MRT	94
5	Konstruktiv-technologische Auslegung, Realisierung und Evaluierung von Resonanzmarkern am Beispiel von vier Szenarien	99
5.1	Szenario 1: Visualisierung von flexiblen Instrumenten innerhalb des Patienten	99
5.1.1	Anwendungsszenario	99
5.1.2	Anforderungen an die Resonanzmarker	101
5.1.3	Modell 1: Zylinderspule und Zylinderkondensator	105
5.1.4	Modell 2: Leiterschleife und SMD-Kondensator	115
5.2	Szenario 2: Visualisierung von rigiden Instrumenten innerhalb des Patienten	125
5.2.1	Anwendungsszenario	125
5.2.2	Anforderungen an die Resonanzmarker	125
5.2.3	Design und Technologieauswahl	127
5.2.4	Realisierung	128
5.2.5	Evaluierung	130
5.2.6	Analyse	134
5.3	Szenario 3: Visualisierung von Instrumenten außerhalb des Patienten	135
5.3.1	Anwendungsszenario	135
5.3.2	Anforderungen an die Resonanzmarker	135
5.3.3	Design und Technologieauswahl	136
5.3.4	Realisierung	137
5.3.5	Evaluierung	138
5.3.6	Analyse	142
5.4	Szenario 4: Resonanzmarker als Landmarken	144
5.4.1	Anwendungsszenario	144
5.4.2	Anforderungen an die Resonanzmarker	144
5.4.3	Design und Technologieauswahl	145
5.4.4	Realisierung	145

5.4.5	Evaluierung	146
5.4.6	Analyse	149
6	Diskussion	151
6.1	Analyse des Einflusses von Resonanzmarkern auf die Magnetisierung im Gewebe	151
6.2	Theoretische Betrachtung einer realen Swiss-Roll-Struktur	152
6.3	Designprozess von Resonanzmarkern	153
6.4	Konstruktiv-technologische Auslegung, Realisierung und Evaluierung von Resonanzmarkern	155
6.4.1	Visualisierung von flexiblen Instrumenten innerhalb des Pati- enten	155
6.4.2	Visualisierung von rigiden Instrumenten innerhalb des Patienten	157
6.4.3	Visualisierung von Instrumenten außerhalb des Patienten . . .	158
6.4.4	Resonanzmarker als Landmarken	162
7	Zusammenfassung	165
A	Anhang	171
A.1	Magnetfeld einer Swiss-Roll-Struktur	171
A.2	Induktivität einer Swiss-Roll-Struktur	175
A.3	Simulationen	177
A.3.1	Simulation des Stromverlaufes in der Swiss-Roll-Struktur mit- tels openEMS	177
A.3.2	Bestimmung der Resonanzfrequenz der Swiss-Roll-Struktur bei vorgegebener Geometrie	179
A.4	Klassifizierung von Medizinprodukten	180
A.5	Auswahl an nicht-magnetischen SMD-Kondensatoren	183
A.6	Anforderungslisten	184
A.6.1	Szenario 1: Visualisierung von flexiblen Instrumenten inner- halb des Patienten	184
A.6.2	Szenario 2: Visualisierung von rigiden Instrumenten innerhalb des Patienten	185
A.6.3	Szenario 3: Visualisierung von Instrumenten außerhalb des Pa- tienten	187
A.6.4	Szenario 4: Resonanzmarker als Landmarken	189

A.7 Messungen	191
A.7.1 Szenario 1: Geometrische Charakterisierung	191
A.7.2 Szenario 1: Bestimmung CNR	194
A.7.3 Szenario 2: Geometrische Charakterisierung	195
A.7.4 Szenario 2: Erhitzungsmessung im MRT	196
A.7.5 Szenario 3: Bestimmung CNR	197
A.7.6 Szenario 3: Erhitzungsmessung im MRT	198
A.7.7 Szenario 4: Elektrische Charakterisierung	199
B Verzeichnisse	201
C Publikationsliste	233
Danksagungen	237
Erklärung	239

1 Einleitung

Eine rasche Genesung des Patienten verbunden mit möglichst kurzen Krankenhausaufenthalten ist seit jeher das Ziel der Medizin. Durch die technologischen Fortschritte der letzten Jahrzehnte konnte die minimal-invasive Interventionstechnik entwickelt und etabliert werden. Solche Eingriffe unter lokaler Anästhesie verursachen kleinste Traumata, wodurch das Risiko für Komplikationen minimiert wird [1]. Bei dieser Operationstechnik werden spezielle Instrumente durch einen kleinen Hautschnitt in den Patienten eingeführt und an die zu behandelnde Stelle im Körper manövriert. Mithilfe dieses Verfahrens kann eine Diagnostik und Therapie rein lokal beschränkt stattfinden. Somit ist es beispielsweise möglich, eine Biopsie eines verdächtigen Gewebes zu entnehmen, um diese mittels pathohistologischer Verfahren auf Malignität zu untersuchen [1]. Ebenso können Tumorerkrankungen direkt während der Intervention durch Erhitzen [2–4], Abkühlen [5, 6], Bestrahlung mit radioaktiven Substanzen [7] und Einsatz von Chemikalien [8] lokal behandelt werden. Der damit erzielte Behandlungserfolg ist dabei direkt von einer präzisen Positionierung der Instrumente abhängig. Da keine direkte Sichtverbindung zur Instrumentenspitze gegeben ist, müssen mithilfe geeigneter Techniken (Schnitt-) Bilder aufgenommen werden, welche sowohl die lokale Anatomie als auch die Lage der Instrumente zeigen. Dabei werden je nach Anwendungsfall die Röntgen-Bildgebung (in der Form der Angiographie sowie der CT¹), US² und die MRT³ eingesetzt.

Da die reine Röntgenprojektionsbildgebung nur für die Darstellung röntgendichter Strukturen wie Knochen oder Kontrastmittel in den Gefäßen sehr gut geeignet ist, umfasst das Interventionsspektrum auch primär minimal-invasive Operationen am Skelettsystem [9], sowie katheterbasierte Eingriffe im Gefäßsystem [10]. Die Computertomographie ermöglicht hingegen eine Aufnahme von axialen Schnittbildern. Aufgrund der Darstellbarkeit von Weichgewebekontrasten wird diese Bildgebungs-

¹Computertomographie

²Ultraschall

³Magnetresonanztomographie

modalität auch für perkutane Interventionen, beispielsweise an der Leber [11], aber auch an knöchernen Strukturen [12] eingesetzt. Bei der Röntgenbildgebung ist jedoch immer zu beachten, dass ionisierende Strahlung verwendet wird, welche schädliche Auswirkungen auf den menschlichen Körper haben und beispielsweise Krebserkrankungen auslösen kann. Dies impliziert vor allem ein Risiko für den interventionellen Radiologen. Bei Interventionen unter auf Röntgenstrahlung basierenden Verfahren, sind die inneren Organe des Operators zwar durch Bleischürzen und Bleiblenen geschützt, jedoch sind beispielsweise die Augen der Streustrahlung ausgesetzt. Zudem kann sich die Hand des Operators während der Intervention im direkten Strahlengang befinden und so einer vergleichsweise hohen Strahlendosis ausgesetzt sein [1].

Dieses Risiko wird bei US und der MRT umgangen. Mithilfe der Ultraschallbildgebung werden Schnittbilder basierend auf den Schallreflexionseigenschaften an den Gewebegrenzen erstellt. Die interventionelle Ultraschallbildgebung wird vor allem für Brustbiopsien eingesetzt [13]. Für die Behandlung der inneren Organe ist die Eindringtiefe zu gering. Darüber hinaus kommt es hinter luftgefüllten Organen – wie der Lunge – aufgrund einer Totalreflexion zu Abschattungen. Ebenso reflektieren knöcherne Strukturen wie die Rippen einen Großteil der einfallenden Schallwellen. Damit lassen sich beispielsweise bestimmte Bereiche der Leber nicht mittels US darstellen.

Bei der MRT erfolgt die Bildakquise durch Ausnutzung des Resonanzeffektes von Wasserstoffkernen, welche sich im statischen Magnetfeld befinden. Im Gegensatz zur Röntgenbildgebung ist somit keine ionisierende Strahlung erforderlich. Zudem zeichnet sich die MRT vor allem durch einen hervorragenden Weichgewebekontrast aus. Damit können Läsionen – wie z. B. kleine Metastasen – dargestellt und identifiziert werden, welche mit keiner anderen Bildgebungsmodalität erkannt werden können [14]. Durch die Entwicklung von paralleler Bildgebung kann unter Verwendung geeigneter Aufnahmeverfahren eine Bildakquise in annähernder Echtzeit (Aktualisierungsrate 1 fps⁴ [15]) mit ausreichender räumlicher Auflösung realisiert werden. Die bei der MRT mögliche beliebige Schichtlegung im Patienten ist besonders für Interventionen vorteilhaft, da vor allem rigide Instrumente trotz beliebiger Orientierung komplett in einem Schnittbild dargestellt werden können.

Einen klinischen Einsatz findet die interventionelle MRT beispielsweise bei der minimal-invasiven Diagnose und Therapie von Weichteil- und Knochentumoren [16, 17], aber auch bei intravaskulären Eingriffen am Gefäßsystem [18]. Dennoch bringt die

⁴fps - frames per second / Bilder pro Sekunde



(a)



(b)

Abbildung 1.1: Zwei wesentliche MR-Scannerkonfigurationen: geschlossener 3 T MR-Scanner Skyra (Siemens Healthcare AG, Erlangen, Deutschland; Photo © Peter Knüppel (Institut für Medizintechnik / Otto-von-Guericke Universität)) mit 70 cm Gantry (a) und offener 1 T MR-Scanner HFO Panorama (Philips Healthcare AG, Best, Niederlande; Photo © Universitätsklinikum Magdeburg) mit vertikaler Magnetfeldrichtung (b)

interventionelle MRT einige Herausforderungen mit sich. Die in den Kliniken verfügbaren MRT-Systeme sind primär für den diagnostischen Einsatz ausgelegt. Die für diesen Einsatz konzipierten MR⁵-Scanner bieten keinen ausreichenden Patientenzugang. Sogenannte „wide-bore MR Scanner“ (vgl. Abb. 1.1(a)) oder offene Scanner-systeme (vgl. Abb. 1.1(b)) können diese Problematik verbessern. Um in solchen System Interventionen durchführen zu können, bedarf es jedoch neben der Optimierung des Patientenzuganges verschiedener weiterer technischer Entwicklungen. Wesentlich sind hierbei MR-sichere bzw. MR-kompatible Instrumente, Methoden zum robusten Tracking von Instrumenten, sichereres Therapiemonitoringverfahren, schnelle Bildgebung bei ausreichend hohem Kontrast sowie dedizierte MR-Empfangsspulen. Das Erscheinungsbild des Instrumentes hängt maßgeblich von den verarbeiteten Materialien, der verwendeten MR-Sequenz sowie von dessen Orientierung zum statischen Magnetfeld ab. So kommt es bei bestimmten Materialien zu sogenannten Auslöschungsartefakten, deren Dimension um ein Vielfaches größer als die geometrischen Abmessungen ist (vgl. Abbildung 1.2, links). Ebenso können beispielsweise Kunststoffkatheter im MR-Schnittbild sehr schlecht sichtbar sein (vgl. Abb. 1.2, rechts).

Die mangelnde Sichtbarkeit von Instrumenten in der MRT wurde als großes Problem identifiziert. Aus diesem Grund widmet sich diese Arbeit der Visualisierung von Instrumenten im MR-Schnittbild, um eine bessere Positionierung bzw. Posi-

⁵Magnetresonanz

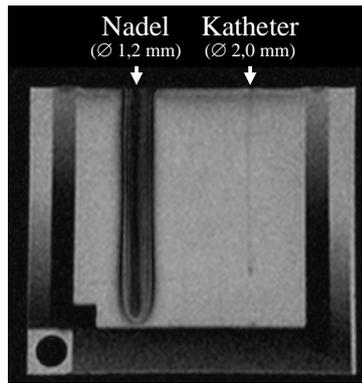


Abbildung 1.2: Beispiele von MR-kompatiblen Instrumenten im MR-Schnittbild: 18 G Punktionsnadel (links) und 6 F Polymerkatheter (rechts) bei Verwendung einer Gradientenechosequenz.

tionsüberprüfung der Instrumente zu ermöglichen. Die hierfür bisher eingesetzten Methoden sollen nachfolgend kurz erläutert werden. Anschließend wird die daraus resultierende Aufgabenstellung für die vorliegende Dissertation abgeleitet.

1.1 Stand der Technik der Instrumentenvisualisierung bei der interventionellen Magnetresonanztomographie

Aus dem Stand der Technik ergeben sich für die Instrumentenvisualisierung zwei wesentliche Ansätze:

1. Bestimmung der Instrumentenposition mithilfe eines Trackingsystems und anschließende Markierung im MR-Schnittbild oder
2. lokale Veränderung des MR-Signals, wodurch es in der Folge zu Signalabschwächungen oder -verstärkungen kommt, welche im MR-Bild als hypointense⁶ bzw. hyperintense⁷ Areale sichtbar sind

⁶signalarm

⁷signalreich

Instrumententracking mit anschließender Visualisierung im MR-Schnittbild

Für die interventionelle Magnetresonanztomographie wurden bereits verschiedene Trackingverfahren erforscht. Ein Prinzip zur Bestimmung der Position nutzt – bei den sogenannten MR-basierten Verfahren – die ohnehin für die Bildgebung vorhandenen Magnetfelder, entweder unter Zuhilfenahme der Gradientenfelder [19, 20] oder über das zur Anregung genutzte hochfrequente Magnetfeld⁸ [21, 22]. Nachteile dieser Verfahren sind jedoch die hierfür benötigten langen elektrischen Leitungen, welche ein Risiko darstellen können [23]. Ein weiteres, in [24, 25] vorgestelltes MR-basiertes Trackingverfahren nutzt den FARADAY-Effekt auf optisch aktive Materialien (z. B. seltene Erden) aus, um die Position und einen Orientierungswinkel eines Instrumentes zu bestimmen. Werden solche Materialien einem Magnetfeld ausgesetzt, so zeigen diese abhängig von der Stärke des Magnetfeldes ein verändertes Transmissionsverhalten für polarisierte EM-Wellen⁹. Bei dem damit entwickelten 4-DOF¹⁰-Trackingsensor erfolgte die Positionsbestimmung durch Messung der Transmission bei Zuschalten der Gradienten während der Bildgebung. Die Verwendung von seltenen Erden führt jedoch zu lokalen Feldstärkeinhomogenitäten und in der Folge zu unerwünschten Bildartefakten [24]. Neben diesen speziellen MR-basierten Methoden wurden in klinischen Studien auch häufig optische Trackingsysteme eingesetzt [16, 26–28]. Bei dieser Methode werden zumeist drei passive lichtreflektierende Marker an das rigide Instrument oder die Instrumentenhalterung angebracht. Mithilfe einer Stereokamera werden Lichtwellen im Infrarot-Bereich in den Arbeitsbereich eingestrahlt und die Reflexion gemessen. Eine weitere Ein-Marker-Lösung wurde zudem in [29] vorgestellt. Hierfür werden spezielle Moiré-Phase-Marker verwendet, deren Muster sich abhängig von der Kippung ändert. Mit einer, direkt im Scannertunnel angebrachten, Ein-Linsen-Kamera kann das Muster des Markers aufgenommen und dessen Position durch eine entsprechende bildbasierte Auswertung berechnet werden. Die Hauptvorteile der optischen Methoden sind die hohe Genauigkeit bei der Positionsberechnung der Marker, die Unabhängigkeit von der MR-Bildgebung und die Verwendung elektrisch nichtleitender Materialien. Diese Methoden eignen sich jedoch nur für rigide Instrumente, wobei die Genauigkeit der Positionsbestimmung der Instrumentenspitze von der Winkelgenauigkeit sowie von der Länge und

⁸Nähere Erläuterungen zu den Magnetfeldern bei der MRT sind den Grundlagen in Abschnitt 2.1 (ab Seite 9) zu entnehmen.

⁹elektromagnetische Wellen

¹⁰Degree of Freedom (Freiheitsgrad)

Biegesteifigkeit des Instrumentes abhängt. Ebenso muss während der Intervention immer eine direkte Sichtverbindung zwischen Kamera und Marker garantiert sein. Für die Forschung an relativ kleinen Phantomen ist dies auch bei geschlossenen Scannern gut realisierbar [26, 29, 30]. Bei der Übertragung dieses Verfahrens auf einen klinischen Einsatz muss jedoch darauf geachtet werden, dass das FOV¹¹ der Kamera ausreichend groß ist, um den Marker in einem bestimmten Arbeitsraum robust erfassen zu können. Zudem kann es während des Interventionsablaufes zu partiellen Abschattungen kommen, wodurch eine genaue Positionsbestimmung nicht mehr möglich ist.

Instrumentenvisualisierung durch lokale Veränderung des MR-Signals

Der zweite Ansatz zur Instrumentenvisualisierung stellt die lokale Veränderung des MR-Signals dar. Hierbei wird das Instrument komplett oder abschnittsweise im MR-Bild hervorgehoben. Die Verfahren können hierbei je nach Energieeintrag als passiv, semi-aktiv oder aktiv kategorisiert werden. Bei einem passiven Verfahren wird keine Energie von außen zugeführt, es erfolgt lediglich eine lokale Beeinflussung der Signalintensität durch die verwendeten Materialien. Hierfür existieren Ansätze von Instrumentenbeschichtungen mit paramagnetischen Materialien [31] und MR-contrastmittelhaltigen Überzügen [32]. Im letzteren Fall wird mithilfe der Komplex-Chemie ein gadoliniumhaltiger Überzug aus einem Hydrogel auf verschiedenen Kathetern und Führungsdrähten hergestellt. Nachteil dieser Methode ist die notwendige Quellphase des Hydrogels. Da dieser Überzug einen direkten Kontakt mit dem umliegenden Gewebe haben muss, kann dem Ablösen der Schicht nicht durch eine Kapselung vorgebeugt werden.

Als aktive Methode entwickelten *Glowinski et al.* eine Visualisierungsmethode, bei welcher eine Leiterstruktur an dem Instrument angebracht ist und diese während der MR-Bildgebung mit einem Gleichstrom (DC¹²) angeregt wird [33, 34], wodurch ein zeitlich konstantes Magnetfeld erzeugt wird. Dieses überlagert sich mit dem statischen Magnetfeld (\vec{B}_0) und den Gradientenfeldern und sorgt somit für eine lokale Signalveränderung. Bei dieser Visualisierungsmethode kann das Instrument im Bereich der Leiterstruktur dargestellt werden. Die für dieses Verfahren benötigten langen elektrischen Leiter stellen jedoch immer ein Risiko für HF¹³-induziertes Erhitzen

¹¹Field of View (Sichtfeld)

¹²Direct Current

¹³Hochfrequenz

dar. Darüber hinaus erfahren stromführende elektrische Leiter je nach Ausrichtung zum statischen Magnetfeld eine Kraftwirkung (LORENTZkraft).

Im Gegensatz zu den aktiven Verfahren wird bei semi-aktiven Methoden das anregende hochfrequente Magnetfeld genutzt, um einen Resonanzschwingkreis anzuregen. Das zugrunde liegende Prinzip stellten *Burl et al.* im Jahr 1996 vor, wobei sie den Resonanzschwingkreis auf die LARMORfrequenz eines 0,5 T MR-Scanners abgestimmt haben [35]. Die hierfür nötigen Bauelemente werden an Instrument angebracht und fungieren als sogenannte Resonanzmarker zur Visualisierung des Instrumentes. Das für die Bildgebung notwendige hochfrequente Wechselfeld (\vec{B}_1) induziert einen Strom in der Spule des Resonanzschwingkreises, welcher hierdurch zur Resonanz angeregt wird. Der damit einhergehende verstärkte Stromfluss erzeugt ein magnetisches Wechselfeld, welches sich mit dem \vec{B}_1 -Feld überlagert. Hierdurch werden die Spins lokal stärker angeregt und zeigen somit eine höhere Signalintensität. Dieses verstärkte Signal erscheint im MR-Schnittbild als ein hyperintensives Areal. Neben der Visualisierung von Instrumenten mithilfe von Resonanzmarkern können diese auch zum Instrumententracking benutzt werden. In der Literatur wurden bereits zahlreiche Verfahren (z. B. [36–40]) vorgestellt, wobei hier jeweils drahtgewickelte Prototypen eingesetzt wurden, welche für den klinischen Einsatz nicht geeignet sind. Aus diesem Grund fokussiert sich die vorliegende Dissertation auf die anwendungsspezifische Realisierung von Resonanzmarkern mittels mikrosystemtechnischer Fertigungsverfahren.

1.2 Forschungsschwerpunkte dieser Dissertation

Im Rahmen der Dissertation wird die Auslegung und Umsetzung von Resonanzmarkern zur hyperintensiven Instrumentenvisualisierung im MR-Schnittbild behandelt. Eine notwendige Voraussetzung hierfür besteht darin, die theoretischen Grundlagen von Resonanzmarkern bezüglich ihrer elektrischen Eigenschaften sowie ihres Einflusses auf die Magnetisierung der ^1H -Kerne zu beschreiben. Hierbei findet eine Unterscheidung in klassische Resonanzschwingkreise – bestehend aus einer Spule und einem Kondensator – und in selbstresonante Strukturen statt. Darauf aufbauend können Resonanzmarker für potentielle klinische Anwendungen ausgelegt und mittels mikrosystemtechnischer Fertigungsverfahren dediziert auf den Anwendungsfall hin umgesetzt werden. Bei diesem Entwurfsprozess müssen verschiedene konstruktiv-technologische Kriterien beachtet werden. So hängen die zulässigen Grenzwerte

der Markergeometrien maßgeblich von den Abmessungen des auszurüstenden Instrumentes sowie von der klinischen Applikationen selbst ab. Darüber hinaus ist es erforderlich, dass die mechanischen und funktionellen Eigenschaften des Instrumentes durch die Ausstattung mit einem Resonanzmarker nicht signifikant verändert werden. Ebenso müssen Grenzwerte für die Sichtbarkeit des hyperintensiven Bereiches im MR-Schnittbild getroffen werden. Grundlegende Bedeutung sollte der elektrischen Dimensionierung in Form von Frequenzabstimmung und erreichbarer Güte beigegeben werden. Das entsprechende Resonanzverhalten muss derart ausgelegt werden, dass zum einen eine optimale Sichtbarkeit des Instrumentes realisiert und zum anderen ein HF-induziertes Erhitzen ausgeschlossen werden kann. Für die Funktionserfüllung der Resonanzmarker steht dabei ebenso die Materialauswahl im Fokus. Primär ist hierbei, dass die verwendeten Materialien keine unerwünschten Suszeptibilitätsartefakte verursachen. Darüber hinaus müssen die Materialien geeignete elektrischen Eigenschaften (hohe elektrische Leitfähigkeit bzw. Permittivität) aufweisen. Ein weiteres Ziel dieser Dissertation stellt daher eine Machbarkeitsanalyse dar, welche die Evaluation der technischen Funktionserfüllung für verschiedene Anwendungsfälle, Designs und Fertigungstechnologien zum Inhalt hat. Hierbei werden zunächst Betrachtungen zur Biokompatibilität, sowie zur technologischen Optimierung oder Langzeitstabilität außer Betracht gelassen.

2 Theoretische Grundlagen

2.1 Grundlagen der Magnetresonanztomographie

Die Magnetresonanzbildgebung nutzt die Präzessionsbewegung von Atomkernen aus, welche einem statischen Magnetfeld ausgesetzt sind. Im klinischen Einsatz werden primär die (^1H)-Wasserstoffkerne zur Signalgebung herangezogen, da sie das am häufigsten vorkommende Element im menschlichen Körper sind [41].

2.1.1 Wasserstoffkerne im statischen Magnetfeld \vec{B}_0 und im zirkular-polarisiertem Wechselfeld \vec{B}_1

Das Verhalten der Wasserstoffkerne kann anschaulich mittels der semi-klassischen Physik beschrieben werden. Das Proton des Wasserstoffkernes besitzt einen Spin und dreht sich somit um seine eigene Achse. Aufgrund seiner Masse m_p besitzt das Proton einen sogenannten Drehimpuls \vec{L} – auch Kernspin genannt –, wobei $\vec{L} = \hbar\vec{I}$ [42] gilt, mit

- ▶ $\hbar = \frac{h}{2\pi}$ das reduzierte PLANCKsche Wirkungsquantum (mit $h = 6,62 \cdot 10^{-34}$ J s) und
- ▶ I die Spinquantenzahl (für Protonen gilt $I = \frac{1}{2}$).

Dies führt zu einem kreiselähnlichen Verhalten. Darüber hinaus erzeugt die rotatorische Bewegung elektrisch geladener Teilchen ein magnetisches Moment $\vec{\mu}$. Das magnetische Moment ist eine konstante Größe und ergibt sich zu [42]

$$\vec{\mu} = \gamma\hbar\vec{I}, \quad (2.1)$$

wobei

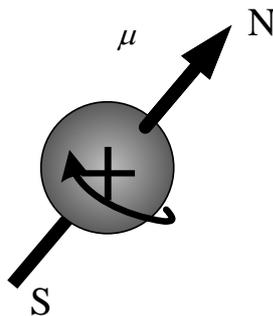


Abbildung 2.1: ^1H -Kern mit magnetischem Moment μ

- ▶ γ das gyromagnetische Verhältnis¹⁴

ist. Das magnetische Verhalten des ^1H -Kerns kann anschaulich durch einen magnetischen Dipol mit einem Nord- und einem Südpol beschrieben werden (vgl. Abb. 2.1). Aufgrund des magnetischen Momentes kann das Spin- $1/2$ -Teilchen durch äußere Magnetfelder und elektromagnetische Felder bzw. Wellen beeinflusst werden. Wird vom klassischen Vektormodell ausgegangen, so sind die magnetischen Momente der Wasserstoffkerne im feldfreien Raum¹⁵ beliebig orientiert. Damit kompensieren sich die magnetischen Felder aller Kerne, sodass keine makroskopische Nettomagnetisierung existiert und ein Körper keine Magnetisierung aufweist (vgl. Abb. 2.2(a)). Bei Anlegen eines starken homogenen Magnetfeldes können die Wasserstoffkerne aufgrund des ZEEMAN-Effektes nur $2I + 1$ Energiezustände annehmen [42]. Für $I = 1/2$ sind das eine parallele (bzw. niedrig energetische) und eine anti-parallele (bzw. höher energetische) Ausrichtung [42]. Aufgrund des Drehimpulses \vec{L} kommt es zu einer Präzessionsbewegung um die Magnetfeldachse (vgl. Abb. 2.2(b)).

Die Präzessionsfrequenz der Spins in einem Magnetfeld wird als LARMORfrequenz f_0 bezeichnet [45]. Sie wird berechnet mit

$$f_0 = \gamma^* \cdot B_0, \quad (2.2)$$

wobei

- ▶ f_0 die LARMORfrequenz in Hz und
- ▶ B_0 der Betrag der Magnetflussdichte des externen Magnetfeldes

¹⁴Da für die folgenden Betrachtungen die Angabe in $\frac{\text{MHz}}{\text{T}}$ sinnvoller ist, wird hier die Konstante $\gamma^* = \frac{\gamma}{2\pi}$ eingeführt.

¹⁵In Annäherung auch im Erdmagnetfeld

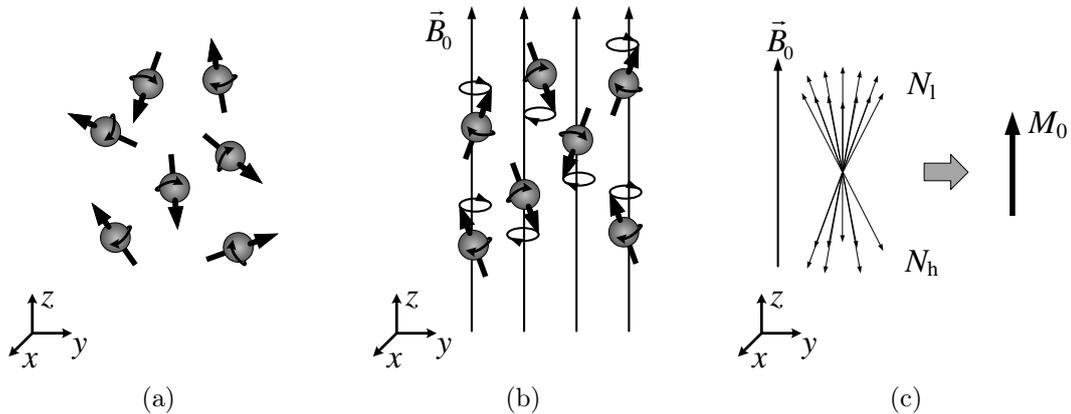


Abbildung 2.2: Im feldfreien Raum besitzen die magnetischen Momente der Spins eine beliebige Orientierung (a). Bei Einwirken eines externen homogenen Magnetfeldes richten sich die Spins parallel und anti-parallel aus und führen eine Kreisbewegung durch (b). Die vektorielle Summe der magnetischen Momente pro Volumen entspricht der Nettomagnetisierung M_0 (c). (Abbildungen nach [43, 44])

sind [45]. Für die betrachteten ^1H -Atomkerne beträgt $\gamma^* = 42,58 \frac{\text{MHz}}{\text{T}}$. Damit ergibt sich eine LARMORfrequenz von 42,58 MHz für einen 1,0 T MR-Scanner und 127,74 MHz für einen 3,0 T MR-Scanner.

Die weitere Betrachtung eines Spinsensembles in einem Volumen V stellt eine Vereinfachung des quantenmechanischen Problems dar und ermöglicht eine Berechnung mithilfe der klassischen Elektrodynamik. Im Gleichgewichtszustand kompensieren sich die magnetischen Momente der ausgerichteten Spins in x - und y -Richtung (vgl. Abb. 2.2(c), [46]). Die Differenz der z -Anteile aus energetisch niedrigem und energetisch hohem Niveau bilden die für die Bildgebung verantwortliche Nettomagnetisierung $\vec{M}_0 = M_0 \cdot \vec{e}_z$. Diese ist abhängig vom statischen Magnetfeld, der Temperatur und der Protonen- bzw. Spindichte PD mit

$$\text{PD} = \frac{N}{V}, \quad (2.3)$$

wobei

- ▶ N die Gesamtanzahl der Spins und
- ▶ V das Volumen

sind [41]. Für Wasserstoffkerne ergibt sich die Nettomagnetisierung unter Anwen-

dung von Gleichung (2.1) zu [45]

$$M_0 = PD \cdot \frac{(h\gamma^*)^2}{4kT} \cdot B_0, \quad (2.4)$$

wobei

- ▶ k die BOLTZMANN-Konstante (mit $k = 1,3181 \cdot 10^{-23} \frac{\text{J}}{\text{K}}$) und
- ▶ T die absolute Temperatur

sind. Die transversale Magnetisierung in z -Richtung ist sensitiv gegenüber elektromagnetischen Feldern. Vor einer erstmaligen Anregung entspricht sie der Nettomagnetisierung M_0 . Um den Resonanzeffekt auszunutzen, erfolgt die Anregung mit einem zirkular-polarisiertem Wechselfeld¹⁶ bei der LARMORfrequenz. Aufgrund der Präzession der Spins, kann das Prinzip auf ein rotierendes Koordinatensystem übertragen werden. Durch das einfallende Wechselfeld \vec{B}_1 wirkt eine Kraft auf die Spins. Dadurch wird die Magnetisierung aus der z -Orientierung in die x - y -Ebene ausgelenkt (vgl. Abb. 2.3).

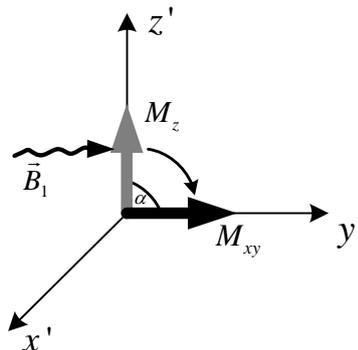


Abbildung 2.3: Durch ein einfallendes elektromagnetisches Feld wird die longitudinale Magnetisierung in die transversale Ebene gekippt¹⁸(Abbildung nach [42])

Der Winkel, um den die Magnetisierung gekippt wird, wird als Flipwinkel α bezeichnet. Dieser ist abhängig von der Amplitude des einfallenden \vec{B}_1 -Feldes sowie der Pulsdauer τ_p [47]. Es gilt

$$\alpha = \gamma \cdot \int_{\tau_p} B_1(t) dt. \quad (2.5)$$

Das magnetische Wechselfeld, welches die präzidierende transversale Magnetisierung

¹⁶Das anregende Wechselfeld zirkuliert in der x - y -Ebene.

¹⁸Hier für ein rotierendes Koordinatensystem $(x'/y'/z')$, welches mit der LARMORfrequenz um die z -Achse des lokalen Bezugssystems $(x/y/z)$ rotiert, wobei $z' = z$ gilt.

erzeugt, wird mittels geeigneter HF-Spulen empfangen. Aus diesem MR-Signal wird dann das Schnittbild erzeugt.

2.1.2 Relaxationsvorgänge

Die Wechselwirkungen zwischen den angeregten Spins und ihrer Umgebung führen zu einer Verringerung der transversalen Magnetisierung und einem Wiederaufbau der longitudinalen Magnetisierung. Dieser Vorgang wird als Relaxation bezeichnet. Es wird hierbei je nach Wechselwirkung in zwei Arten unterschieden: Spin-Gitter-Relaxation und Spin-Spin-Relaxation. Beide Vorgänge finden gleichzeitig und unabhängig voneinander statt.

Spin-Gitter-Relaxation

Bei der Spin-Gitter-Relaxation interagiert das Proton mit dem umgebenden Atomgitter. Die Magnetisierung klappt in die z -Richtung zurück. Dadurch baut sich die longitudinale Magnetisierung M_z wieder auf und steht für eine erneute Anregung zur Verfügung. Als charakteristische Zeit gilt dabei die sogenannte T_1 -Relaxationszeit. Sie gibt die Zeitdauer zwischen Anregung und der Wiederherstellung der longitudinalen Magnetisierung auf 63% des Ausgangswertes an [48]. Eine kurze T_1 -Zeit besitzt Fettgewebe mit $T_1 = 260$ ms (bei 1,5 T), wohingegen CSF¹⁹ mit $T_1 > 4000$ ms (bei 1,5 T) langsam relaxiert [43]. Die T_1 -Relaxationszeit ist vor allem abhängig von der magnetischen Flussdichte B_0 des statischen Magnetfeldes und den Gewebeeigenschaften.

Abbildung 2.4 stellt den Zusammenhang zwischen dem T_1 -Kontrast und der Repetitionszeit T_R dar. Die Repetitionszeit ist dabei die Zeitspanne zwischen zwei Anregungen. Wird sie relativ lang gewählt (im Bereich von mehreren Sekunden), so ist die longitudinale Magnetisierung M_z für alle Gewebe wieder hergestellt. Bei einer erneuten Anregung kann die gesamte Magnetisierung um den Flipwinkel α umgeklappt werden. Bei kürzeren Repetitionszeiten hingegen ist anregbare longitudinale Magnetisierung stark von dem Spin-Gitter-Relaxationsverhalten des Gewebes anhängig. Die so akquirierten MR-Aufnahmen weisen eine T_1 -Gewichtung (T1w) auf.

¹⁹Cerebrospinal Fluid (Zerebrospinalflüssigkeit)

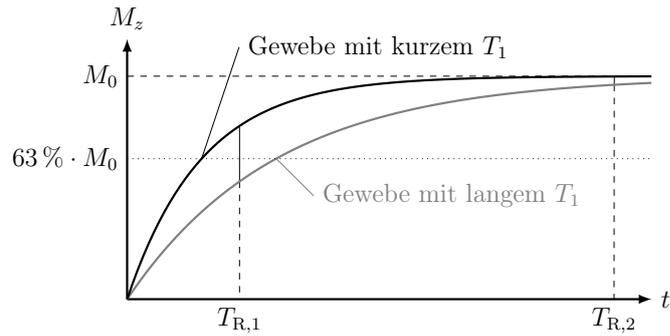


Abbildung 2.4: T_1 -Kontrast bei unterschiedlichen Repetitionszeiten T_R : nach Anregung mit einem 90° -Puls klappt die longitudinale Magnetisierung in die x - y -Ebene um. Je nach Art des Gewebes ist die Spin-Gitter-Relaxation unterschiedlich stark ausgeprägt (verschiedene T_1 -Zeiten). Durch Variation der Repetitionszeit kann der T_1 -Kontrast im MR-Bild verstärkt oder abgeschwächt werden (Abbildung nach [43]).

Spin-Spin-Relaxation

Die magnetischen Momente μ der Spins sorgen für lokale Veränderungen des magnetischen Feldes. Dadurch wechselwirken die Spins untereinander und verändern ihre Präzessionsfrequenz. Das führt dazu, dass die Spins außer Phase geraten, wodurch sich Anteile der Magnetisierungskomponenten aufheben. Als Folge verringert sich die transversale Magnetisierung M_{xy} (vgl. Abb. 2.5).

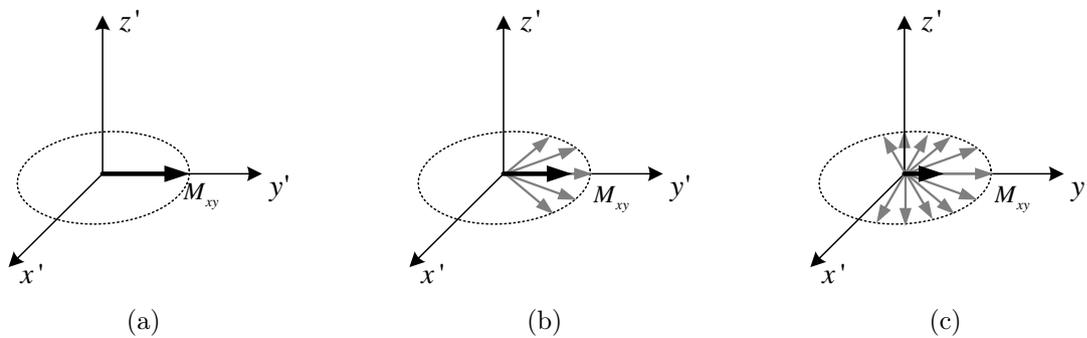


Abbildung 2.5: T_2 - und T_2^* -Relaxation der Spins: nach der Anregung sind alle Spins in Phase; die transversale Magnetisierung M_{xy} (schwarzer Pfeil) ist maximal (a). Aufgrund der Spin-Spin-Wechselwirkungen dephasieren die Spins (graue Pfeile), wodurch die transversale Magnetisierung immer weiter abnimmt (b,c) (Abbildungen nach [43]).

Die charakteristische Zeit für diesen Vorgang ist die T_2 -Relaxationszeit. Sie beschreibt die Zeitspanne zwischen Anregung und Abbau der transversalen Magnetisierung auf 37% des Ausgangswertes [48]. Die T_2 -Relaxationszeit ist vor allem vom Gewebe und weniger von B_0 abhängig. Mit Zeiten von wenigen 80 ms für Fettgewebe

(bei 1,5 T) bzw. $T_2 > 2000$ ms für CSF (bei 1,5 T) geht dieser Relaxationsvorgang wesentlich schneller als die Spin-Gitter-Relaxation vonstatten [43].

Eine Beschleunigung des Dephasierens wird durch lokale Feldinhomogenitäten verursacht. Diese treten vor allem an Grenzschichten (Gewebe-Luft) oder in Folge von ferromagnetischen Partikeln auf. Die transversale Magnetisierung zerfällt dann mit der kürzeren T_2^* -Relaxationszeit. Dabei besteht folgender Zusammenhang [49]:

$$\frac{1}{T_2^*} = \frac{1}{T_2} + \gamma \cdot \Delta B_0, \quad (2.6)$$

wobei

- ▶ ΔB_0 die lokalen Feldinhomogenitäten

beschreibt.

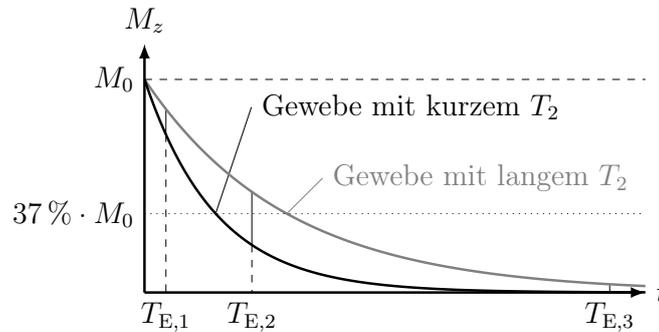


Abbildung 2.6: T_2 -Kontrast bei unterschiedlichen Echozeiten T_E : nach Anregung mit einem 90° -Puls klappt die longitudinale Magnetisierung in die x - y -Ebene um. Je nach Art des Gewebes ist die Spin-Spin-Relaxation unterschiedlich stark ausgeprägt (verschiedene T_2 -Zeiten). Durch Variation der Echozeit kann der T_2 -Kontrast im MR-Bild verstärkt oder abgeschwächt werden (Abbildung nach [43]).

Abbildung 2.6 stellt den Zusammenhang zwischen dem T_2 -Kontrast und der Echozeit T_E dar. Wird der anregende Flipwinkel 90° gewählt, so klappt die gesamte longitudinale Magnetisierung $M_{z,0}$, welche vor der Anregung zur Verfügung stand, in die Transversalebene um. Durch die bereits beschriebene Spin-Spin-Relaxation verringert sich die transversale Magnetisierung M_{xy} und damit das MR-Signal. Die Echozeit ist dabei die Zeitspanne zwischen der Anregung und dem Signalempfang. Wird sie sehr kurz gewählt ($T_{E,1}$; im Bereich von einigen Millisekunden), so ist der Einfluss der gewebespezifischen Spin-Spin-Relaxation sehr gering. Bei langen Repetitionszeiten ist die Signalstärke dann maßgeblich von der Nettomagnetisierung und damit von der Anzahl der Protonen im Volumen abhängig. Die so akquirierten

MR-Aufnahmen weisen eine Protonendichte-Gewichtung (PDw) auf. Für kürzere Zeitspannen zwischen den Anregungen ist das MR-Signal von der T_1 -abhängigen Startmagnetisierung $M_{z,0}$ abhängig. Eine stärkere T_2 -Wichtung (T2w) wird mit Echozeiten im Bereich von 100 ms ($T_{E,2}$) erreicht. Bei zu langen Echozeiten ($T_{E,3}$) und gleichzeitig kurzen Repetitionszeiten zeigt das MR-Bild keine spezifische Gewichtung und ist damit nicht aussagekräftig.

BLOCH-Gleichungen

Das Verhalten eines Spin-Ensembles kann durch die sogenannten BLOCH-Gleichungen beschrieben werden. Die zeitliche Änderung der Magnetisierung hängt dabei von der vorhandenen Magnetisierung sowie der magnetischen Flussdichte ab. Für das Laborkoordinatensystem gilt ohne Berücksichtigung der Relaxationsterme [50]

$$\left(\frac{\partial \vec{M}}{\partial t} \right)_{\text{Lab}} = \gamma \vec{M} \times \vec{B}. \quad (2.7)$$

Die Magnetisierung rotiert mit der Kreisfrequenz ω_0 um die z -Achse. Zur Vereinfachung kann daher der Amplitudenbetrag des rotierenden Vektors durch Wahl eines mit ω_{Rot} rotierenden Koordinatensystems $\{x', y', z'\}$ dargestellt werden. Die Kreisfrequenz ω_{Rot} entspricht im Allgemeinen der Kreisfrequenz ω_T des transversalen anregenden \vec{B}_1 -Feldes. Mit $\vec{\omega}_{\text{Rot}} = \{0, 0, \omega_{\text{Rot}}\}$ folgt [50]

$$\left(\frac{\partial \vec{M}}{\partial t} \right)_{\text{Rot}} = \left(\frac{\partial \vec{M}}{\partial t} \right)_{\text{Lab}} - \vec{\omega}_{\text{Rot}} \times \vec{M} = \gamma \left[\vec{M} \times \left(\vec{B} + \frac{\vec{\omega}_{\text{Rot}}}{\gamma} \right) \right]. \quad (2.8)$$

Die magnetische Flussdichte \vec{B} setzt sich aus dem statischen Magnetfeld und dem hochfrequenten Wechselfeld zusammen. Für ein zirkular polarisiertes Anregungsfeld gilt $\vec{B}_1 = \{B_1 \sin \omega_T t, B_1 \cos \omega_T t, 0\}$ [45]. Bei $\omega_{\text{Rot}} = \omega_T$ besitzt das B_1 -Feld im rotierenden Koordinatensystem nur noch eine zeitlich konstante Komponente in x' - bzw. y' -Richtung. Die Zeitabhängigkeit des Gesamtfeldes \vec{B} entfällt. Es folgt

$$\left(\frac{\partial \vec{M}}{\partial t} \right)_{\text{Rot}} = \gamma \vec{M} \times \begin{bmatrix} B_1 \cos \varphi_{B_1} \\ B_1 \sin \varphi_{B_1} \\ B_0 + \frac{\omega_{\text{Rot}}}{\gamma} \end{bmatrix}. \quad (2.9)$$

In obiger Gleichung ist φ_{B_1} die Phase des \vec{B}_1 -Feldes [45]. Unter Berücksichtigung der Relaxationseffekte und mit $\omega_1 = \gamma B_1$ folgt [45]

$$\left(\frac{\partial M_x}{\partial t}\right)_{\text{Rot}} = (\omega_0 - \omega_{\text{Rot}}) \cdot (M_y)_{\text{Rot}} - \omega_1 \sin \varphi_{B_1} \cdot (M_z)_{\text{Rot}} - \frac{(M_x)_{\text{Rot}}}{T_2}, \quad (2.10)$$

$$\left(\frac{\partial M_y}{\partial t}\right)_{\text{Rot}} = -(\omega_0 - \omega_{\text{Rot}}) \cdot (M_x)_{\text{Rot}} + \omega_1 \cos \varphi_{B_1} \cdot (M_z)_{\text{Rot}} - \frac{(M_y)_{\text{Rot}}}{T_2}, \quad (2.11)$$

$$\left(\frac{\partial M_z}{\partial t}\right)_{\text{Rot}} = \omega_1 \sin \varphi_{B_1} \cdot (M_x)_{\text{Rot}} - \omega_1 \cos \varphi_{B_1} \cdot (M_y)_{\text{Rot}} + \frac{M_0 - (M_x)_{\text{Rot}}}{T_1}. \quad (2.12)$$

Die Rotationsgeschwindigkeit ω_1 beschreibt den Flippprozess der Wasserstoffkerne aus der Longitudinalrichtung (M_z) in die Transversalebene ($M_{x/y}$). Die Gleichungen zeigen, dass die Änderungen der x - bzw. y -Komponente zudem von der T_2 -Relaxation des Gewebes abhängen. Einen weiteren Einfluss weisen die Gradientenfelder auf. Ist beispielsweise der z -Gradient aktiv, erhöht sich die Rotationsgeschwindigkeit der Wasserstoffkerne auf $\omega_0 = \gamma B_0 + z \cdot G_z$. Damit ist $(\omega_0 - \omega_{\text{Rot}}) \neq 0$. In der Folge ändert sich die Phase der Magnetisierung, d. h. $(M_x)_{\text{Rot}}$ geht in $(M_y)_{\text{Rot}}$ über und vice versa. Die Transversalmagnetisierung baut sich mit ω_1 auf und relaxiert mit T_2 .

2.1.3 Ortskodierung

Die Ortskodierung von MR-Bildern beinhaltet zum einen die Schichtselektion und zum anderen innerhalb der angeregten Schicht die Frequenz- und Phasenkodierung. Zur Selektion einer bestimmten Schicht – beispielsweise einer axialen Schicht – wird das statische Magnetfeld \vec{B}_0 während der Anregung mit einem Gradientenfeld überlagert. Dieses besitzt in einem bestimmten Bereich (maximales FOV) eine lineare Abhängigkeit $G_z \cdot z \cdot \vec{e}_z$ und hat im Isozentrum²⁰ seinen Nulldurchgang. Für den Fall einer axialen Schicht entspricht der Schichtselektionsgradient G_{SS} dem Gradienten G_z in z -Richtung. Die LARMORfrequenz der Spins variiert folglich in Abhängigkeit von der z -Richtung. Es gilt

$$f_0(z) = \gamma^* \cdot (B_0 + G_z \cdot z). \quad (2.13)$$

Nach dem Einstrahlen des \vec{B}_1 -Feldes wird der Schichtselektionsgradient wieder ausgeschaltet.

²⁰Das Isozentrum ist das Zentrum des Magneten [51]. Es stellt zudem den Ursprung des Patienten-, Gradienten- sowie des physikalischen Koordinatensystems dar [52].

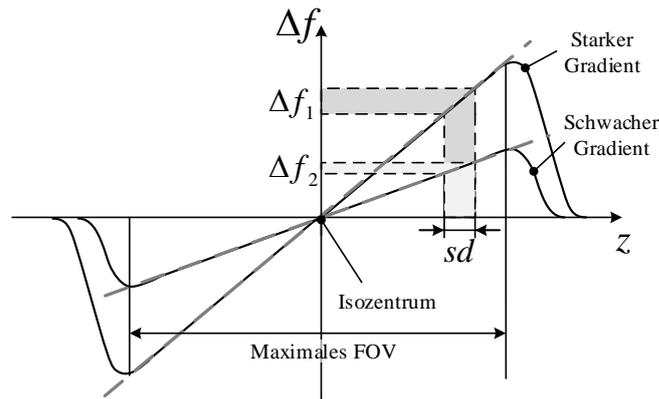


Abbildung 2.7: Prinzip der Schichtselektion: das statische Magnetfeld wird mit einem ortsabhängigen Gradientenfeld überlagert. Dadurch variiert die LARMORfrequenz der Spins (beispielsweise in z -Richtung bei axialen Schnitten). Ein Einstrahlung eines \vec{B}_1 -Feldes mit einer bestimmten Frequenz und Bandbreite ermöglicht eine selektive Anregung der Spins einer spezifischen Schicht.

Die Stärke des Gradientenfeldes und die Bandbreite des anregenden \vec{B}_1 -Feldes ermöglichen die Einstellung einer Schichtdicke sd (vgl. Abb. 2.7, [45]). Nach der Anregung präzedieren alle Spins mit der gleichen Frequenz. Zur Zuordnung der einzelnen Signale zu den jeweiligen Voxeln²¹ werden sogenannte Phasenkodier- und Frequenzkodiergradienten zugeschaltet. Der Phasenkodiergradient wird für eine bestimmte Zeitspanne angeschaltet und bewirkt eine Variation der Präzessionsfrequenz innerhalb dieser Zeitspanne. Dadurch entsteht ein Phasenversatz der Spins in Phasenkodierrichtung (z. B. y -Richtung) [45]. Das MR-Signal wird in die andere Bildrichtung (z. B. x -Richtung) durch den Frequenzkodiergradienten aufgelöst, welcher während des Signalempfangs aktiv ist. Dadurch präzedieren die Spins abhängig von ihrer Position mit einer bestimmten Frequenz [45]. Das empfangene MR-Signal stellt dabei die Summe der Einzelsignale der gesamten angeregten Schicht dar. Es kann in die einzelnen Frequenzbestandteile, jedoch nicht in die einzelnen Phasenlagen aufgelöst werden. Aus diesem Grund wird die Messung mit verschiedenen Stärken des Phasenkodiergradienten wiederholt, um so zusätzliche Informationen zu gewinnen. Die so erhaltenen Signalbestandteile werden in den sogenannten k -Raum eingetragen. Wurden genügend Messungen durchgeführt und ist der k -Raum entsprechend gefüllt, so kann das MR-Schnittbild mittels einer 2D FFT²² rekonstruiert werden.

²¹Voxel = Volumenpixel, d. h. eine Volumeneinheit, die das gemittelte Signal der Spins widerspiegelt.

²²Fast FOURIER Transformation

2.1.4 MR-Pulssequenzen

Die Akquirierung von MR-Signalen kann nicht unmittelbar nach der Anregung erfolgen, da erst die Gradienten zur Ortskodierung geschaltet werden müssen. Das Zuschalten der Gradienten bewirkt ein Dephasieren der Spins, wodurch sich die Transversalmagnetisierung verringert. Aus diesem Grund sind Methoden zur Generierung eines Echosignals erforderlich. Die verwendeten MR-Pulssequenzen unterscheiden sich hier u. a. nach der Art der Echoerzeugung. Zwei grundlegende Sequenzen sind dabei die GE²³- sowie die SE²⁴-Sequenz.

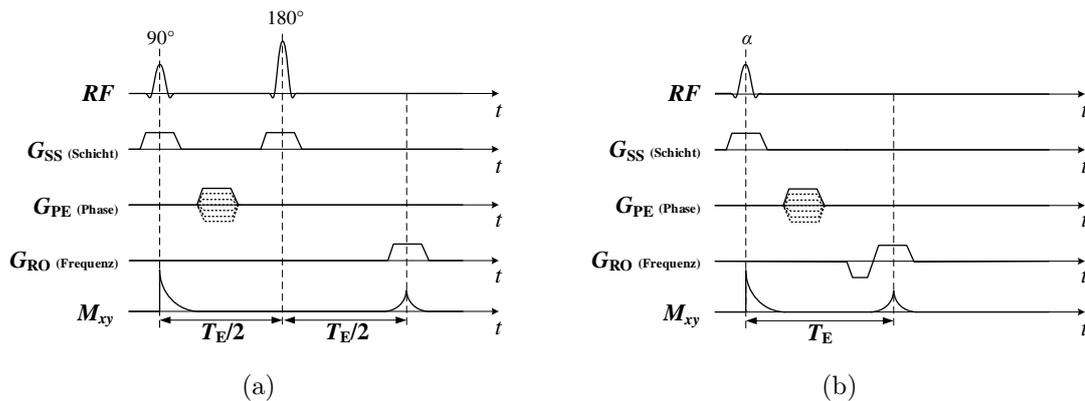


Abbildung 2.8: (a) Pulsdiagramm einer SE-Sequenz mit einem 180° -Rephasierungspuls; (b) Pulsdiagramm einer GE-Sequenz mit einem negativen Rephasierungsgradienten (nach [43]).

Bei der Spinechosequenz erfolgt die Anregung über einen 90° -Puls (vgl. Abb. 2.8(a)). Nach der Anregung nimmt die transversale Magnetisierung aufgrund des Dephasierens (T_2 - bzw. T_2^* -Relaxation) ab. Der darauffolgende 180° -Puls klappt die Spins um eine weitere halbe Drehung um. Dadurch drehen die Spins sich nun in die entgegengesetzte Richtung und rephasieren [43, 45]. Dies wird auch als Rephasierungs- oder Refokussierungspuls bezeichnet. Nach der Echozeit T_E sind die Spins wieder in Phase und ermöglichen eine Messung der transversalen Magnetisierung. Durch den Rephasierungspuls werden lokale Feldinhomogenitäten kompensiert. Das bedeutet, dass das gemessene MR-Signal mit einer T_2 - statt einer T_2^* -Relaxation abfällt.

Die Gradientenechosequenz nutzt im Gegensatz zur SE-Sequenz einen Gradienten zur Echoerzeugung. Nach dem Auslenken der Magnetisierung um den Flipwinkel α

²³Gradientenecho

²⁴Spinecho

werden die Spins durch einen negativen Frequenzkodiergradienten gezielt dephasiert (vgl. Abbildung 2.8(b)). Der anschließende positive Frequenzkodiergradient kehrt dieses „Auseinanderlaufen“ um und sorgt für ein Rephasieren [43, 45]. Zu dem Zeitpunkt, zu dem die Spins wieder in Phase sind, wird das MR-Signal gemessen. Der Vorteil dieser Pulssequenz besteht darin, dass kein zusätzlicher HF-Puls geschaltet werden muss. Dadurch ist die Akquisitionszeit geringer als bei herkömmlichen Spinechosequenzen [43]. Nachteilig ist jedoch, dass lokale Feldinhomogenitäten nicht kompensiert werden können [43, 45]. Dadurch ist diese Sequenz sehr anfällig für Suszeptibilitätsartefakte.

2.1.5 MR-Sicherheit und MR-Kompatibilität

Medizinprodukte innerhalb der MR-Umgebung müssen gewissen Anforderungen der MR-Sicherheit sowie MR-Kompatibilität genügen. Die Forderung ist hierbei, dass von den Instrumenten zum einen keine direkte Gefahr für den Patienten und Operateur ausgeht und zum anderen die Behandlungssicherheit (d. h. keinen signifikanten Einfluss auf die Bildqualität) gewährleistet ist. Die MR-Sicherheit eines Medizinproduktes beinhaltet dabei folgende Aspekte:

- Anziehungskräfte durch das statische Magnetfeld
- Torsionskräfte durch das statische Magnetfeld
- HF-induziertes Erhitzen durch das anregende \vec{B}_1 -Feld

Die MR-Bildgebung ist zudem sehr empfindlich gegenüber lokalen Feldstärkeinhomogenitäten des statischen \vec{B}_0 -Feldes sowie des hochfrequenten \vec{B}_1 -Feldes. Solche Inhomogenitäten können zu unerwünschten Bildstörungen – den sogenannten Artefakten – führen. Die MR-Kompatibilität umfasst folgende Artefakte

- Suszeptibilitätsartefakte
- Wirbelstromartefakte
- Zipperartefakte

Folgend werden die einzelnen Aspekte der MR-Sicherheit und MR-Kompatibilität beschrieben.

Anziehungskräfte durch das statische Magnetfeld

Ferromagnetische Atome besitzen ein permanentes magnetisches Dipolmoment $\vec{\mu} = \vec{M} \cdot V$, wobei $\vec{M} = \frac{\chi}{\mu_0} \cdot \vec{B}$ gilt [53]. Die magnetische Suszeptibilität χ ist hierbei ein Maß für die Magnetisierbarkeit eines Körpers durch ein auf ihn wirkendes externes Magnetfeld. Wird ein solches Objekt in ein Magnetfeld \vec{B}_0 gebracht, erfährt es eine magnetische Energie $E_{\text{mag}} = \vec{\mu} \cdot \vec{B}_0$ [54]. Die daraus resultierende Anziehungskraft an einem Ort \vec{r} berechnet sich durch den Gradienten der Energie $\vec{F}_A = \vec{\nabla} E_{\text{mag}}$ [54]. Entlang der z -Achse ergibt sich die Anziehungskraft zu [55]

$$\vec{F}_A(\vec{r}) = \mu_z \frac{\partial B_z}{\partial z} = M_s V \frac{\partial B_z}{\partial z}, \quad (2.14)$$

wobei

- ▶ μ_z das gesamte magnetische Dipolmoment in z -Richtung
- ▶ M_s die Sättigungsmagnetisierung des Materials

sind. Mit $\vec{M} = \chi \cdot \vec{H}$ [56] folgt, dass unterhalb der Sättigungsmagnetisierung die magnetische Suszeptibilität χ eine direkte Proportionalität zwischen der Magnetisierung \vec{M} des Stoffes und der Magnetfeldstärke \vec{H} beschreibt. Für Eisen liegt die Sättigungsmagnetisierung bei ca. $M_s = \frac{1}{\mu_0} \cdot 2,2 \text{ T}$ [55].

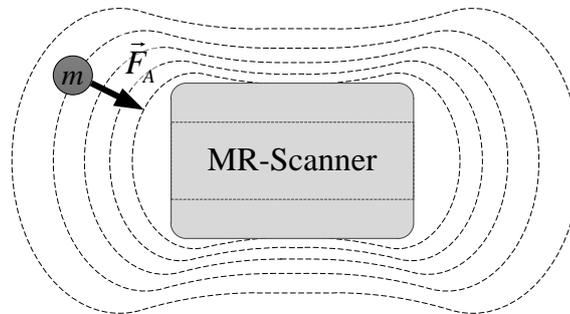


Abbildung 2.9: Anziehungskraft auf ein ferromagnetisches Objekt mit der Masse m in der MRT-Umgebung. Die gestrichelten Isolinien verdeutlichen den starken Magnetfeldgradienten $\frac{d\vec{B}}{dz}$ außerhalb des MR-Scanners

Die Kraftwirkung am Ort \vec{r} ist somit direkt abhängig von der magnetischen Suszeptibilität bzw. der Sättigungsmagnetisierung, sowie dem Volumen des Objektes und der magnetischen Flussdichte \vec{B}_0 . Die Kraftwirkung ist dabei in Richtung des stärksten

Gradienten gerichtet. Innerhalb des MRTs, d. h. im homogenen Magnetfeld, wirkt jedoch keine Anziehungskraft auf das ferromagnetische Objekt.

Mithilfe des ASTM-Standards F2052-06e1 [57] kann die Wirkung von Anziehungskräften auf Medizinprodukte evaluiert werden.

Torsionskräfte durch das statische Magnetfeld

Aufgrund der magnetischen Energie E_{mag} wirkt ebenso eine Torsionskraft auf das ferromagnetische Objekt. Allgemein berechnet sich die Torsionskraft durch das Kreuzprodukt $\vec{F}_T = \vec{M} \times \vec{B}_0$ [54]. Die Magnetisierung \vec{M} am Punkt \vec{r}_O innerhalb des Objektes ist dabei direkt proportional zur externen magnetischen Flussdichte $\vec{B}(\vec{r}_O)$. Bei einem geometrisch unsymmetrischen Objekt, wie beispielsweise einer Schere, welches sich in einem homogenen Magnetfeld befindet, ist die Verteilung der WEISSschen Bezirke und damit die Magnetisierung örtlich unterschiedlich (vgl. Abb. 2.10(a)).

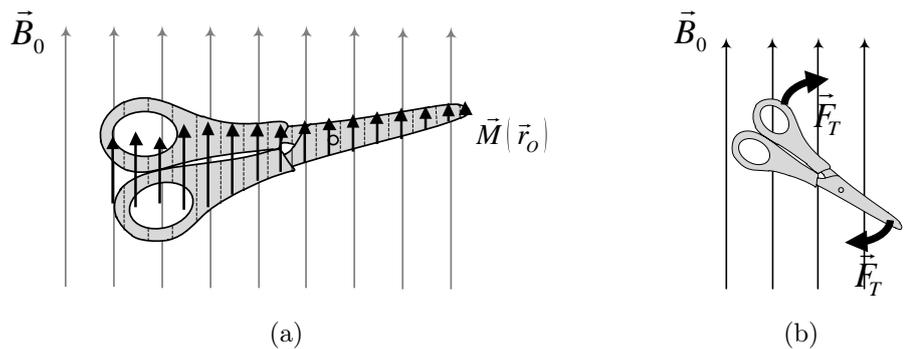


Abbildung 2.10: Torsionskraft auf ein ferromagnetisches Objekt in der MRT-Umgebung: (a) örtlich verteilte Magnetisierung \vec{M} (schwarze Pfeile, die Länge der Pfeile gibt die Stärke an) für geometrisch unsymmetrische Objekte in einem homogenen Magnetfeld (graue Pfeile); (b) die resultierende Torsionskraft \vec{F}_T bewirkt ein Drehmoment und damit eine Längsausrichtung des Objektes zum \vec{B}_0 -Feld

Damit wirkt an jedem Punkt eine unterschiedliche Kraft, woraus sich eine resultierende Torsionskraft ergibt (vgl. Abb. 2.10(b)). Das Objekt richtet sich entlang seiner Längsachse aus [55], so dass sich die einzelnen Magnetisierungsvektoren konstruktiv überlagern. Der gleiche Effekt zeigt sich für geometrisch symmetrische Körper in einem inhomogenen Magnetfeld.

Der ASTM-Standard F2213-06 [58] beschreibt ein Testverfahren zur Evaluierung von Torsionskräften auf Medizinprodukte.

HF-induziertes Erhitzen durch das anregende \vec{B}_1 -Feld

Die Erhitzung von elektrisch leitenden Strukturen ist eine bekannte Gefahr im MRT. Als Ursache dafür wird der Antenneneffekt (Auftreten von stehenden elektromagnetischen Wellen) sowie der „elektrische Kurzschluss“ von elektrischen Potentialen innerhalb des Körpers gesehen [23]. Beide Effekte regen einen Stromfluss im Gewebe an, welcher zu einer Erhitzung führen kann. Wie stark sich das Gewebe erhitzt, hängt dabei von dem SAR²⁵-Wert der Sequenz, der elektrischen Leitfähigkeit und dem Wärmeleitkoeffizienten des Gewebes sowie von der Lage der metallischen Struktur ab [23, 59].

In [23] wurden verschiedene Drähte (mit und ohne Isolation; verschiedene Längen ℓ_{Draht}) in unterschiedlichen Positionen und Formen im MRT getestet. Dabei wurden teilweise Temperaturanstiege von > 30 K gemessen. Der ASTM-Standard F2182-09 [60] beschreibt ein Testverfahren zur Evaluierung von HF-induzierter Erhitzung von passiven Implantaten.

Zipper-Artefakte

Zipper-Artefakte sind in den MR-Aufnahmen als weiße Streifen in Phasenkodierrichtung bei einer bestimmten Frequenz gekennzeichnet. Sie entstehen, wenn das MRT durch elektromagnetische Störfelder im Bereich der LARMORfrequenz gestört wird. Diese Störungen können zum einen strahlungsgebunden (z. B. Radiowellen) und zum anderen leitungsgebunden (Mantelwellen) in den MR-Scannerraum gebracht werden. Während der Akquisition des Echosignals werden diese ebenso durch die MR-Empfangsspulen gemessen. Im MR-Bild zeigen sich diese als Streifen in Phasenkodierrichtung [61]. Abbildung 2.11(b) zeigt eine koronale MR-Aufnahme eines Thoraxes während einer RFA²⁶ der Leber bei ausgeschaltetem (links) und eingeschaltetem Ablationsgerät (rechts).

²⁵Spezifische Absorptionsrate

²⁶Radiofrequenzablation

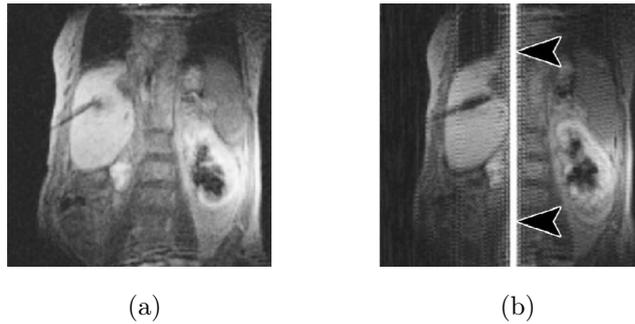


Abbildung 2.11: Zipperartefakt während einer RFA [61]: koronale MR-Aufnahme der Leber mit einer RFA-Nadel bei (a) ausgeschaltetem und (b) eingeschaltetem RFA-Gerät.

Wirbelstromartefakte

Wirbelstromartefakte treten in der direkten Umgebung von metallischen Objekten auf [62]. Das anregende \vec{B}_1 -Feld induziert nach dem FARADAYSchen Gesetz einen Strom in das Metall. Dieser Stromfluss regt wiederum ein Magnetfeld der gleichen Frequenz an, welches sich mit dem Anregungsfeld überlagert. Damit wird der Flipwinkel lokal verändert. Dies führt zu einem hyperintensiven Bereich um das metallische Objekt (vgl. Abb. 2.12).

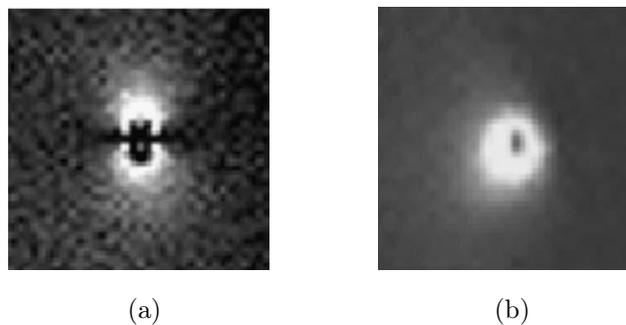


Abbildung 2.12: Wirbelstromartefakt eines 27mm langen Kupferdrahtes im 3T MRT [62]: Orientierung des Drahtes senkrecht (a) und parallel (b) zum statischen \vec{B}_0 -Feld

Suszeptibilitätsartefakte

Schenck teilte die Materialien in drei Gruppen ein [63]:

1. MR-inkompatibel (Magnetisierung $M_0 \neq 0$ und/oder magnetische Suszeptibilität $|\chi| > 10^{-2}$)
2. MR-kompatibel erster Art (magnetische Suszeptibilität $10^{-5} < |\chi - \chi_{\text{H}_2\text{O}}| < 10^{-2}$)
3. MR-kompatibel zweiter Art (magnetische Suszeptibilität $|\chi - \chi_{\text{H}_2\text{O}}| < 10^{-5}$)

Wenn ein paramagnetisches Objekt in ein Magnetfeld eingebracht wird, wird es magnetisiert und erzeugt wiederum ein Magnetfeld. Beide Magnetfelder überlagern sich, wodurch es in der Folge zu Feldstärkeinhomogenitäten kommt.

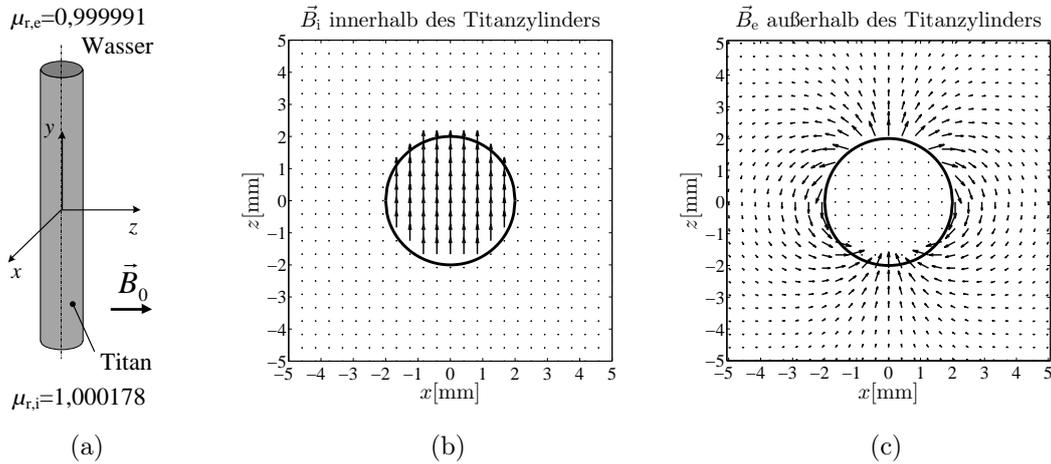


Abbildung 2.13: Berechnung der magnetischen Flussdichte eines Titanzylinders in einem statischen Magnetfeld nach [64]: Vektorfeld der magnetischen Flussdichte (b) innerhalb und (c) außerhalb des Objektes

Die Berechnung der Suszeptibilitätsartefakte für einfache geometrische Objekte – z. B. Kugel oder Zylinder – kann analytisch erfolgen. In [64] ist dafür eine Berechnungsformel für die magnetische Flussdichte innerhalb, sowie außerhalb des Objektes angegeben. Für einen Titanzylinder, welcher orthogonal zum statischen Magnetfeld orientiert ist (vgl. Abb. 2.13(a)) ergibt sich ein homogenes Vektorfeld innerhalb (Abb. 2.13(b)) und ein magnetisches Dipolfeld außerhalb (Abb. 2.13(c)). Aufgrund dieser Inhomogenitäten verschiebt sich die LARMORfrequenz in der Nähe des Objektes. Dies sorgt für einen Fehler in der Phasen- und Frequenzkodierung, wodurch es zu Fehlinterpretationen bei der Rekonstruktion des MR-Bildes (2D FOURI-

ERtransformation) kommt. Das empfangene Echosignal wird folglich einem falschen Voxel zugeordnet. Des Weiteren verursachen die Inhomogenitäten einen schnelleren T_2^* -Abfall. Ist die Zeitspanne bis zum Abbau des Signals kürzer als die Echozeit T_E , so kann an diesem Ort kein Signal mehr empfangen werden. Abbildung 2.14 zeigt ein Beispiel eines solchen Suszeptibilitätsartefaktes für zwei MR-kompatible Punktionsnadeln.

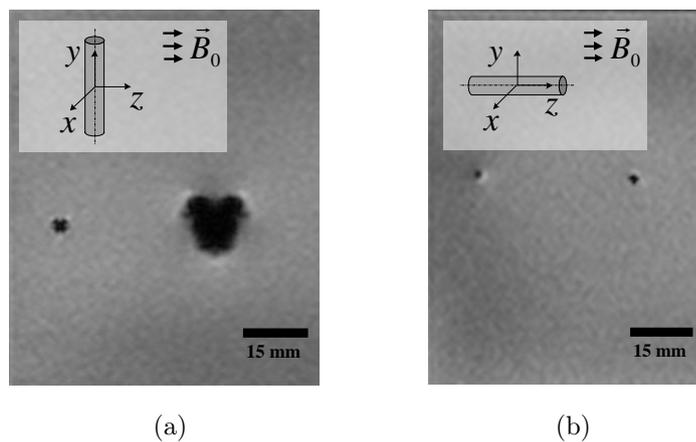


Abbildung 2.14: Suszeptibilitätsartefakt zweier Punktionsnadeln: Orientierung der Nadeln senkrecht (a) und parallel (b) zum statischen \vec{B}_0 -Feld

Diese wurden perpendikular und parallel zum statischen \vec{B}_0 -Feld orientiert. Es zeigt sich, dass das Suszeptilitätsartefakt stark abhängig von der Orientierung des Objektes ist. Zudem sind Gradientenechosequenzen deutlich artefaktanfälliger im Vergleich zu Spinechosequenzen.

Der ASTM-Standard F2119-07 [65] beschreibt ein Testverfahren zur Evaluierung von Artefakten in der Umgebung von passiven Implantaten.

2.2 Funktionsprinzip von elektrischen Schwingkreisen

Resonanzschwingkreise sind einfache Schaltungen bestehend aus mindestens einem induktiven und einem kapazitiven Energiespeicher. Die Anregung des Schwingkreises im MRT erfolgt durch eine Spannungsinduktion des hochfrequenten \vec{B}_1 -Feldes. Bei

einer einfachen Leiterschleife entspricht die induzierte Spannung u_q der zeitlichen Änderung des magnetischen Flusses Φ durch die Leiterschleifenfläche A . Es gilt

$$u_q(t) = \frac{\partial \Phi(t)}{\partial t} = \frac{\partial}{\partial t} \int_A \vec{B}_1(t) \cdot d\vec{A}. \quad (2.15)$$

Unter der Annahme, dass die magnetische Flussdichte im Bereich des Resonanzmarkers örtlich konstant ist, vereinfacht sich die Berechnung zu

$$u_q(t) = \frac{\partial B_1(t)}{\partial t} \cdot A \cdot \cos \beta. \quad (2.16)$$

In obiger Gleichung beschreibt β den Winkel zwischen dem Orientierungsvektor des \vec{B}_1 -Feldes und dem Normalenvektor der Fläche A . Bei Spulen mit N Windungen sorgt der verkettete Fluss Ψ für die Spannungsinduktion:

$$u_q(t) = \frac{\partial \Psi(t)}{\partial t} \approx N \cdot \frac{\partial \Phi(t)}{\partial t}. \quad (2.17)$$

Die induzierte Spannung regt einen Stromfluss $i_q(t)$ durch den Schwingkreis an. Im Falle der resonanten Resonanzmarker kann von einem Reihenschwingkreis ausgegangen werden, welcher in Abbildung 2.15 dargestellt ist. Die Verluste des Systems sind

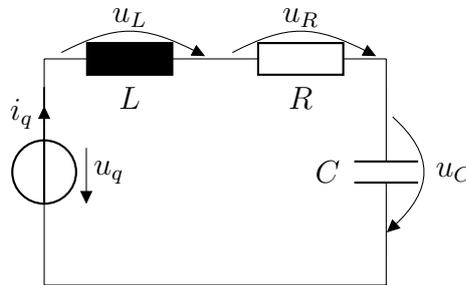


Abbildung 2.15: Ersatzschaltbild eines Resonanzmarkers mit Anregung

durch den Widerstand R gekennzeichnet. Diese umfassen zum einen die OHMschen Verluste aufgrund der begrenzten elektrischen Leitfähigkeit der Spule und zum anderen die Beladung des Schwingkreises durch das umgebende Gewebe. Aus dem Maschensatz ergibt sich

$$u_q(t) = u_L(t) + u_R(t) + u_C(t), \quad (2.18)$$

$$u_q(t) = L \cdot \frac{di(t)}{dt} + R \cdot i(t) + \frac{1}{C} \int_0^t i(t') dt'. \quad (2.19)$$

2.2. Funktionsprinzip von elektrischen Schwingkreisen

Die homogene Lösung dieser Differenzialgleichung – d. h. bei $u_q(t) = 0$ – kann mithilfe des $e^{\lambda t}$ -Ansatzes bestimmt werden. Mit $i(t) = K \cdot e^{\lambda t}$ folgt

$$0 = \left(L \cdot \lambda^2 + R\lambda + \frac{1}{C} \right) \cdot K \cdot e^{\lambda t}, \quad (2.20)$$

$$0 = \lambda^2 + \frac{R}{L}\lambda + \frac{1}{LC}. \quad (2.21)$$

Die Lösung der quadratischen Gleichung liefert

$$\lambda_{1/2} = - \underbrace{\frac{R}{2L}}_{\delta^{-1}} \pm \sqrt{\left(\frac{R}{2L} \right)^2 - \underbrace{\frac{1}{LC}}_{\omega_0^2}}. \quad (2.22)$$

In obiger Gleichung ist δ die Abklingkonstante und ω_0 die Kennkreisfrequenz. Bei sehr starker Dämpfung, d. h. im Kriechfall gilt $\delta > \omega_0$. Für schwingungsfähige Systeme gilt $\delta < \omega_0$. Damit folgt

$$\lambda_{1/2} = - \underbrace{\frac{R}{2L}}_{\delta^{-1}} \pm j \cdot \underbrace{\sqrt{\frac{1}{LC} - \left(\frac{R}{2L} \right)^2}}_{\omega_d}, \quad (2.23)$$

wobei ω_d die Eigenkreisfrequenz ist. Wird der Schwingkreis einmalig angeregt, so schwingt er mit der Eigenkreisfrequenz, welche kleiner als die Kennkreisfrequenz ω_0 ist.

Die Transformation von Gleichung (2.19) in den Frequenzbereich liefert

$$\underline{I}(\omega) = \frac{\underline{U}_q(\omega)}{\underline{Z}(\omega)} = \frac{j\omega \cdot N \cdot A \cdot \cos \beta \cdot \underline{B}_1(\omega)}{j\omega L + R - j\frac{1}{\omega C}}. \quad (2.24)$$

Im Resonanzfall, d. h. bei einer erzwungenen Schwingung, kompensieren sich die Blindanteile der Gesamtimpedanz \underline{Z} . Mit $\omega L = \frac{1}{\omega C}$ folgt

$$\omega_{\text{res}} = \frac{1}{\sqrt{LC}}. \quad (2.25)$$

Der Strom ist dann maximal und nur noch durch den OHMschen Widerstand R begrenzt. Die Stromverstärkung ergibt sich aus dem Gütefaktor Q . Dieser beschreibt

den betragsmäßigen Quotienten aus Blind- und Wirkleistung:

$$Q = \left| \frac{P_{\text{Blind}}}{P_{\text{Wirk}}} \right| = \frac{\omega_{\text{res}} L \cdot \underline{I}^2}{R \cdot \underline{I}^2} = \frac{1}{R} \sqrt{\frac{L}{C}} \quad (2.26)$$

Abbildung 2.16 zeigt exemplarisch den Betrag und die Phase der komplexen Impedanz \underline{Z} eines Schwingkreises in Abhängigkeit von der Frequenz f . In diesem Beispiel wurde angenommen, dass die Resonanzfrequenz der LARMORfrequenz eines 3T MRTs²⁷ entspricht.

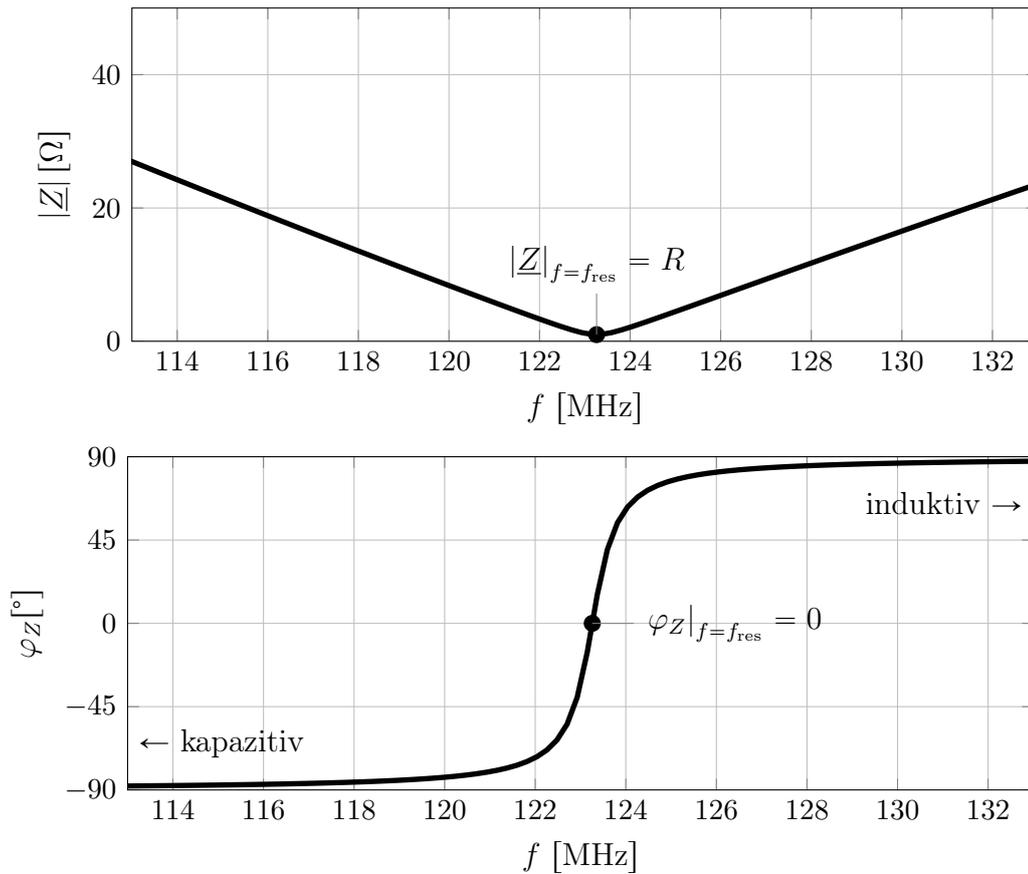


Abbildung 2.16: Amplituden- und Phasengang der Impedanz eines Reihenschwingkreises abhängig von der Frequenz

Aus dieser Abbildung ist ersichtlich, dass im Resonanzfall die Impedanz rein reell ist. Bei einer Anregung mit einer Frequenz $f > f_{\text{res}}$ weist die Impedanz des Schwingkreises ein induktives Verhalten mit einer Phasenverschiebung im Bereich 0° bis 90° auf. Im Gegensatz dazu verhält sich der Resonanzschwingkreis bei einer Anregung mit einer Frequenz $f < f_{\text{res}}$ kapazitiv.

²⁷beispielsweise das MAGNETOM Skyra 3T (Siemens AG Healthcare Sector, Erlangen, Deutschland)

2.2. Funktionsprinzip von elektrischen Schwingkreisen

Die induzierte Spannung selbst weist eine Phasenverschiebung von 90° zum anregenden Magnetfeld auf (vgl. Gleichung (2.16)). Aufgrund der beschriebenen Zusammenhänge variiert die Phasenverschiebung zwischen dem anregendem und dem durch den Stromfluss erzeugten Magnetfeld von $\varphi = 0^\circ$ (konstruktive Überlagerung im induktiven Fall, d. h. $f \gg f_{\text{res}}$) bis $\varphi = 180^\circ$ (destruktive Überlagerung im kapazitiven Fall, d. h. $f \ll f_{\text{res}}$).

3 Theoretische Betrachtung der Resonanzmarker

3.1 Resonanzmarker im MRT

Ausgangspunkt ist ein Resonanzmarker bestehend aus einer Zylinderspule und einem Kondensator. Es soll der Einfluss auf die Magnetisierung bei Anregung durch das hochfrequente Wechselfeld untersucht werden, wenn der Resonanzmarker um den Winkel β zur Transversalebene geneigt ist (vgl. Abb. 3.1(a) und 3.1(b)).

Der zeitliche Verlauf des \vec{B}_1 -Feldes besteht aus einer Hüllkurve $f_{B,H}$ (z. B. HANNING-gefilterte Sinc-Funktion) sowie einer Sinusschwingung $f_{B,T}$ bei der Trägerfrequenz (LARMORfrequenz) ω_0 . Es folgt

$$B_1(t) = \hat{B}_1 \cdot f_{B,H}(t) \cdot f_{B,T}(t). \quad (3.1)$$

Für die Bestimmung der induzierten Spannung wird die zeitliche Ableitung von \vec{B}_1 benötigt (siehe Gleichung (2.16)). Das Anwenden der Produktregel liefert

$$\frac{\partial B_1}{\partial t} = \hat{B}_1 \cdot \left[f_{B,T} \cdot \frac{\partial f_{B,H}}{\partial t} + f_{B,H} \cdot \frac{\partial f_{B,T}}{\partial t} \right]. \quad (3.2)$$

Mit

$$\frac{\partial f_{B,T}}{\partial t} = \omega_0 \cdot \cos(\omega_0 t + \varphi) \quad (3.3)$$

folgt

$$\frac{\partial B_1}{\partial t} = \hat{B}_1 \cdot \left[\frac{\partial f_{B,H}}{\partial t} \cdot \sin(\omega_0 t + \varphi) + f_{B,H} \cdot \omega_0 \cdot \cos(\omega_0 t + \varphi) \right]. \quad (3.4)$$

Zur Minimierung des Rechenaufwandes soll die Berechnung der induzierten Spannung sowie des daraus resultierenden Stromes im Frequenzbereich erfolgen. Dabei ist zu beachten, dass eine Multiplikation im Zeitbereich einer Faltung im Frequenz-

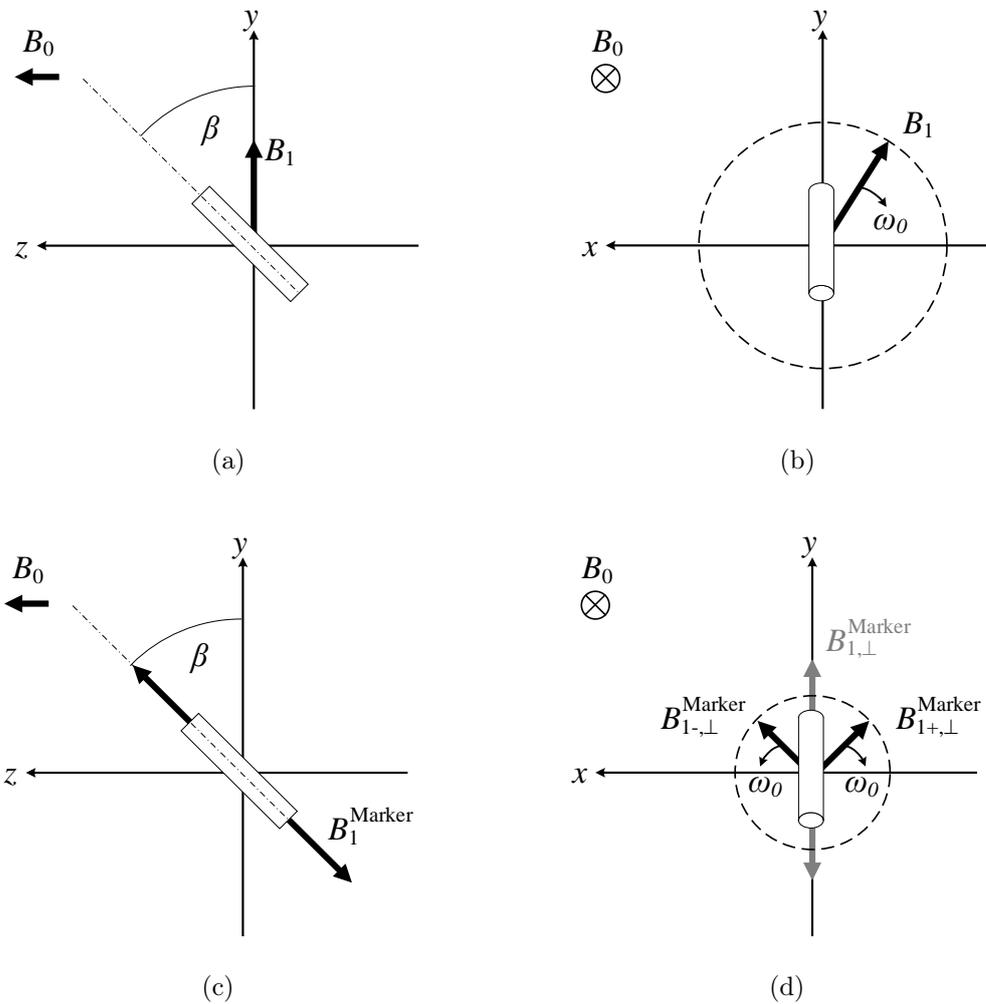


Abbildung 3.1: Einfluss der Orientierung des Resonanzmarkers zum anregenden \vec{B}_1 -Feld: (a,b) die Neigung der Induktionsfläche des Resonanzmarkers um den Winkel β relativ zur Transversalebene sorgt für eine um den Faktor $\cos \beta$ geringere Induktion. (c,d) Das linear polarisierte Magnetfeld des Resonanzmarkers ist entlang der Markerachse orientiert und kann in ein vorwärts- und rückwärts zirkular polarisiertes Magnetfeld zerlegt werden.

bereich entspricht. Die Sinus- bzw. Kosinusfunktion entspricht im Frequenzbereich einem DIRAC-Puls bei der Frequenz ω_0 . Eine Faltung einer Funktion $f(\omega)$ mit einem DIRAC-Puls an der Stelle ω_0 führt zu einer Verschiebung der Funktion f um ω_0 . Es folgt

$$\underline{U}_q(\omega + \omega_0) = N \cdot A \cdot \cos \beta \cdot \left[\mathcal{F} \left\{ \frac{\partial f_{B,H}}{\partial t} \right\} + j\omega_0 \cdot \mathcal{F} \{f_{B,H}\} \right], \quad (3.5)$$

wobei $\mathcal{F}\{\dots\}$ der FOURIERtransformation der jeweiligen Funktion entspricht. Der Strom $\underline{I}_q(\omega + \omega_0)$ resultiert nach Gleichung (2.24) zu

$$\underline{I}_q(\omega + \omega_0) = \frac{N \cdot A \cdot \cos \beta \cdot \left[\mathcal{F} \left\{ \frac{\partial f_{B,H}}{\partial t} \right\} + j\omega_0 \cdot \mathcal{F} \{f_{B,H}\} \right]}{R + j \left(\omega L - \frac{1}{\omega C} \right)}. \quad (3.6)$$

Mithilfe des Gesetzes von BIOT-SAVART kann daraus die magnetische Flussdichte im Zentrum einer Zylinderspule berechnet werden. Die Berechnungen erfolgen hierbei im Zeitbereich, wobei die inverse FOURIERtransformation $\mathcal{F}^{-1}\{\underline{I}_q\}$ des Stromes genutzt wird. Bei diesem Magnetfeld handelt es sich um ein linear polarisiertes Magnetfeld, welches entlang der Längsachse der Zylinderspule orientiert ist (vgl. Abb. 3.1(c)). Aufgrund der Neigung der Zylinderspule ist der Anteil der magnetischen Flussdichte, die in der Transversalebene wirkt, um den Faktor $\cos \beta$ verringert:

$$B_{1,\perp}^{\text{Marker}} = B_1^{\text{Marker}} \cdot \cos \beta. \quad (3.7)$$

Das linear polarisierte Feld des Resonanzmarkers kann in ein vorwärts und ein rückwärts zirkular polarisiertes Feld zerlegt werden, wobei für die Amplituden

$$B_{1+,\perp}^{\text{Marker}} = B_{1-,\perp}^{\text{Marker}} = \frac{B_{1,\perp}^{\text{Marker}}}{2} \quad (3.8)$$

gilt. Für die MR-Bildgebung ist jedoch nur das vorwärts zirkular polarisierte Feld $B_{1+,\perp}^{\text{Marker}}$ relevant.

Entspricht die Resonanzfrequenz des Markers der LARMORfrequenz des anregenden \vec{B}_1 -Feldes, so eilt das resultierende Magnetfeld des Markers um 90° vor (vgl. Abb. 3.2). Das resultierende \vec{B}_1 -Feld ergibt sich durch Superposition. Für $Q \gg 1$ dominiert das Feld des Resonanzmarkers. Somit weist das verstärkte Magnetfeld einen Phasenversatz von ca. 90° zu den nicht-angeregten Bereichen auf. Als Konsequenz erzeugt ein auf die LARMORfrequenz abgestimmter hochgütiger Resonanzmarker, welcher eine lange Zylinderspule umfasst, in seinem Inneren eine zirkular polarisier-

te magnetische Flussdichte, welche durch

$$B_{1,\text{ges}} \approx B_1 \cdot \sqrt{1 + \left(\frac{1}{2} \cdot \cos^2 \beta \cdot Q\right)^2} \quad (3.9)$$

approximiert werden kann. Der verstärkte Flipwinkel ist direkt proportional dazu und berechnet sich mit

$$\alpha_{\text{amp}} = \alpha \cdot \sqrt{1 + \left(\frac{1}{2} \cdot \cos^2 \beta \cdot Q\right)^2} \stackrel{Q \gg 1}{\approx} \frac{1}{2} \cdot \cos^2 \beta \cdot Q \cdot \alpha. \quad (3.10)$$

Mithilfe von MATLAB[®] 2014a wurde der Einfluss des Resonanzmarkers auf die Magnetisierung abhängig von der gewählten Anregung (Pulsform) sowie den Parametern des Resonanzmarkers analysiert. Die Berechnung erfolgt hierbei anhand der BLOCH-Gleichungen, wobei die Gradientenfelder nicht berücksichtigt wurden.

Der HF-Puls kann sowohl als HANNING-gefilterter Sinc-Puls sowie als Rechteckpuls modelliert werden. Nach [49] ist die Hüllkurve eines Rechteckpulses definiert als

$$RF_{\square}(t) = \frac{\alpha}{\gamma \cdot \tau_p} \cdot \begin{cases} 1 & \text{für } t < 0 \\ 1 & \text{für } 0 \leq t \leq \tau_p \\ 0 & \text{für } t > \tau_p \end{cases} \quad (3.11)$$

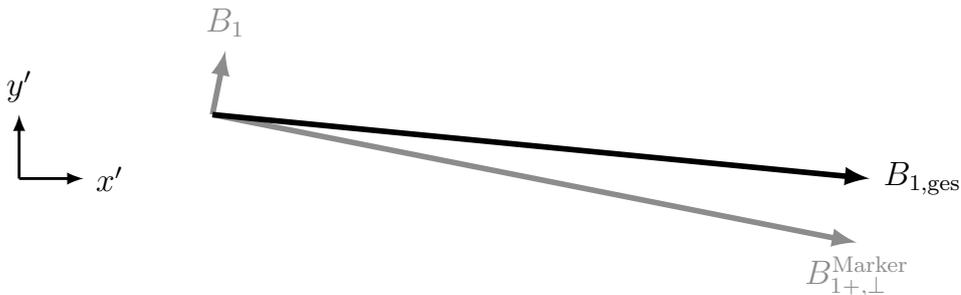


Abbildung 3.2: Superposition der magnetischen Flussdichten im rotierenden Koordinatensystem: im Fall der Abstimmung auf die LARMORfrequenz eilt das Magnetfeld des Resonanzmarkers um 90° dem anregenden Feld voraus. Das resultierende Magnetfeld $B_{1,\text{ges}}$ entspricht bei einer hohen Güte Q in etwa dem Magnetfeld des Markers.

Der HANNING-gefilterte Sinc-Puls lässt sich durch

$$RF_{\text{Hanning}}(t) = \begin{cases} A \cdot \underbrace{\frac{1 + \cos\left(\frac{2\pi \cdot t}{\tau_p}\right)}{2}}_{\text{HANNING-Filter}} \cdot \text{sinc}\left(\frac{N_0 \cdot \pi \cdot t}{\tau_p}\right) & \text{für } -\tau_p/2 \leq t \leq \tau_p/2 \\ 0 & \text{sonst} \end{cases} \quad (3.12)$$

beschreiben [49], wobei der HANNINGfilter ein Auslaufen und Abschneiden der Nebenkeulen des Sinc-Pulses ermöglicht (vgl. Abbildung 3.3). Hierbei gibt N_0 an, wie viele Nulldurchgänge rechts und links des zentralen Peaks einbezogen werden ($N_0 = N_R + N_L$) [49]. Bei den Berechnungen wurden lediglich symmetrische Pulse mit $N_R = N_L$ betrachtet. Für einen vorgegebenen Flipwinkel kann durch Berechnung des Momentes des HF-Pulses auf die erforderliche Amplitude A des gefilterten Sinc-Pulses geschlossen werden (vgl. Gleichung (2.5), Seite 12).

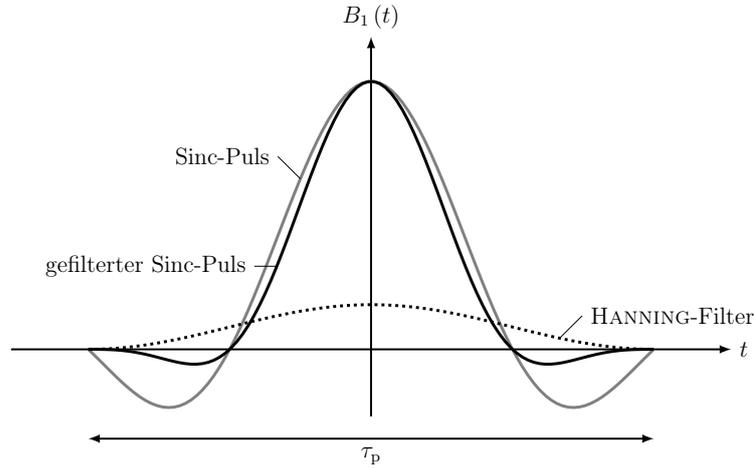


Abbildung 3.3: Symmetrischer HANNING-gefilterter Sinc-Puls mit $N_0 = 4$.

Die BLOCHgleichungen im rotierenden Koordinatensystem (vgl. Abschnitt 2.1.2) dienen dazu, die einzelnen Komponenten der Magnetisierung eines Spinensembles (Längsmagnetisierung $M_z|_{\text{Rot}}$ und Transversalmagnetisierung $M_{\perp}|_{\text{Rot}}$ bzw. $M_x|_{\text{Rot}}$, $M_y|_{\text{Rot}}$) zu berechnen. Zudem ist es möglich, die Güte Q , die Orientierung zum \vec{B}_1 -Feld (angegeben durch den Winkel β), sowie die geometrischen Parameter der Spule (Höhe h , Durchmesser D und Windungszahl N) zu variieren. Anhand der geometrischen Parameter wird die Induktivität der kurzen Zylinderspule mithilfe der Gleichung

$$L = \frac{\mu \cdot N^2 \cdot A}{\ell + 0,9 \cdot \frac{D}{2}} \quad (3.13)$$

3.1. Resonanzmarker im MRT

berechnet²⁸ und angezeigt. Ausgehend davon wird mittels Gleichung (2.25) (Seite 28) die notwendige Kapazität C und mittels Gleichung (2.26) (Seite 29) der vorhandene OHMSche Widerstand R bestimmt. Zudem wird die resultierende Abklingkonstante $\delta = \frac{2L}{R}$ ausgegeben.

Zur Validierung der Berechnungen wurden zunächst die Anregungs- und Resonanzmarkerparameter so gewählt, dass bei Vorhandensein eines Resonanzmarkers der verstärkte Flipwinkel 90° betragen sollte ($\alpha_{\text{amp}} \approx 0.5 \cdot Q \cdot \alpha \cdot \cos^2 \beta$ für $Q \gg 1$). Die Parameter und Randbedingungen dazu fasst Tabelle 3.1 zusammen.

Tabelle 3.1: Simulationsparameter zur Bestimmung des Einflusses des Resonanzmarkers auf die Magnetisierung.

Puls	MR-System	Gewebe	Resonanzmarker
Sinc-Puls (HANNING) $\alpha = 1^\circ$ Pulse = 1 $\tau_p = 1000 \mu\text{s}$ $N_0 = 2$	$B_0 = 2,9 \text{ T}$ $f_0 = 123,26 \text{ MHz}$ $\Delta B = 0,0615 \mu\text{T}$	Leber $T_1 = 809 \text{ ms}$ [66] ¹ $T_2 = 34 \text{ ms}$ [66] ¹ $T_2^* = 21,8 \text{ ms}$ [67] ^{1,2}	lange Zylinderspule $H = 20 \text{ mm}$ $D = 1 \text{ mm}$ $N = 15$ $f_{\text{res}} = 123,26 \text{ MHz}$ $Q = 180$ $L = 10,9 \text{ nH}$ $C = 153,5 \text{ pF}$ $R = 47 \text{ m}\Omega$ $\delta = 465 \text{ ns}$ $\beta = 0^\circ$

¹ angegebene Relaxationszeit gilt für $B_0 = 3 \text{ T}$

² Im Lebergewebe tragen die Wasser- und Fettanteile zur Signalakquise bei. Daher können hier zwei verschiedene T_2^* -Zeiten gemessen werden: $T_{2,w}^*$ (Wasser) und $T_{2,f}^*$ (Fett) [67]. Die Relaxationszeiten variieren auch zwischen gesunden Probanden und Patienten mit Übergewicht. Bei gesunden Probanden beträgt der Fettanteil in der Leber unter 5% [67]. Da demzufolge der Signalbeitrag vom Fett gegenüber dem von Wasser gering ist, wurde für die Simulation der mittlere $T_{2,w}^*$ -Wert der Probanden herangezogen.

Das Ergebnis der Simulation für einen Puls ist in Abb. 3.4 zu sehen. Aufgrund des sehr geringen Flipwinkels von $\alpha = 1^\circ$ baut sich für den Fall der Anregung ohne Resonanzmarker keine relevante transversale Magnetisierung auf (Abb. 3.4(b)). Die

²⁸Diese Gleichung lässt sich auch für lange Zylinderspulen anwenden. Bei $\ell \gg D$ vereinfacht sich der Ausdruck zu $L = N^2 \cdot \frac{\mu \cdot A}{\ell}$

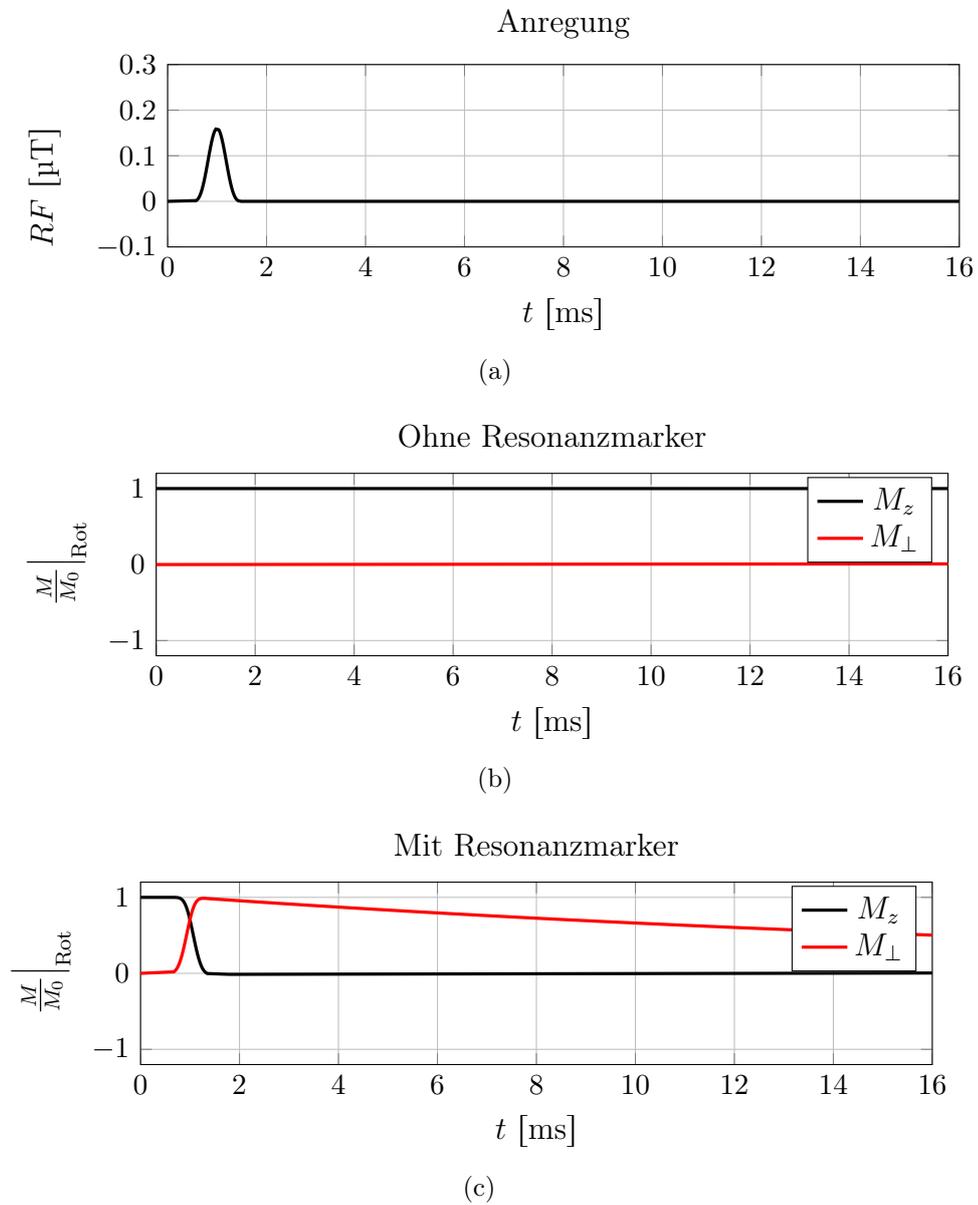


Abbildung 3.4: Simulation der Magnetisierung nach Tabelle 3.1: (a) Magnetische Flussdichte des anregenden HF-Pulses, (b) Magnetisierungskomponenten ohne Resonanzmarker, (c) Magnetisierungskomponenten mit Resonanzmarker.

Flipwinkelverstärkung des Resonanzmarkers sorgt für ein komplettes Umklappen der Longitudinalmagnetisierung in die Transversalebene. Der verstärkte Flipwinkel beträgt $\alpha_{\text{amp}} = \arccos \frac{M_z^+}{M_0} = 90,8^\circ$, wobei M_z^+ die Longitudinalmagnetisierung unmittelbar nach dem Puls ist. (Abb. 3.4(c)).

Anschließend wurde der Einfluss der Verstimmung des Resonanzmarkers auf den Verstärkungsfaktor evaluiert. Die Verstimmung, d. h. die Abweichung der Resonanzfrequenz des Markers von der LARMORfrequenz, ist definiert durch

$$\Delta f = f_0 - f_{\text{res}}. \quad (3.14)$$

Der Verstärkungsfaktor wird mit

$$V_{B_1} = \frac{\hat{B}_{1,\text{mit Marker}}}{\hat{B}_{1,\text{ohne Marker}}} = \frac{\max \{B_{1+,\perp}^{\text{Marker}}(t) + B_{1,\text{RF}}(t)\}}{\max \{B_{1,\text{RF}}(t)\}} \quad (3.15)$$

berechnet. Bei der Simulation erfolgte die Anregung ebenfalls mit einem HANNING-gefilterten Sinc-Puls bei $\alpha = 15^\circ$. Abbildung 3.5(a) stellt den Verstärkungsfaktor abhängig von der Verstimmung des Resonanzmarkers zur LARMORfrequenz für zwei unterschiedliche Güten dar.

Da das Maximum des Verstärkungsfaktors direkt von der Güte des Schwingkreises abhängt, wurden hier zwei verschiedene Skalierungen gewählt, um einen Vergleich beider Kurven zu ermöglichen. Für hohe Güten (roter Verlauf) liegt das Maximum des Verstärkungsfaktors direkt bei der LARMORfrequenz. Bei der LARMORfrequenz beträgt die Phasenverschiebung der magnetischen Flussdichten von Resonanzmarker und anregendem HF-Puls bedingt durch die Induktion genau 90° (vgl. Abb. 3.5(b)). Ist die Resonanzfrequenz des Markers höher als die LARMORfrequenz, d. h. $\Delta f < 0$, so konvergiert die Phasenverschiebung zwischen beiden Feldern gegen 180° . Damit überlagern sich beide Felder destruktiv. Bei einer Resonanz unterhalb der LARMORfrequenz kommt es hingegen zu einer konstruktiven Überlagerung beider Felder, da sie in Phase zueinander sind. Dies führt zu einer Asymmetrie des Verstärkungsfaktors zur LARMORfrequenz. Da die Amplitude des \vec{B}_1 -Feldes des Markers aber um ein Vielfaches größer als die des anregendes Feldes ist, wirkt sich die Asymmetrie nur minimal aus. Bei Resonanzmarkern mit niedriger Güte (blauer Verlauf) ist das asymmetrische Verhalten hingegen deutlich erkennbar. Der Verstärkungsfaktor weist aufgrund der konstruktiven Überlagerungen ein Maximum für $f_{\text{res}} < f_0$ (d. h. $\Delta f > 0$) auf. Da der Verlauf aufgrund der geringen Güte sehr breitbandig ist, muss

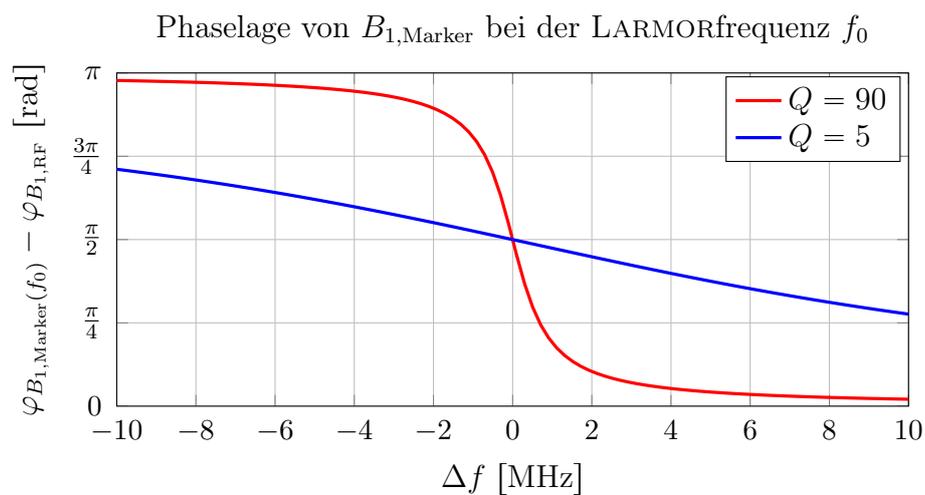
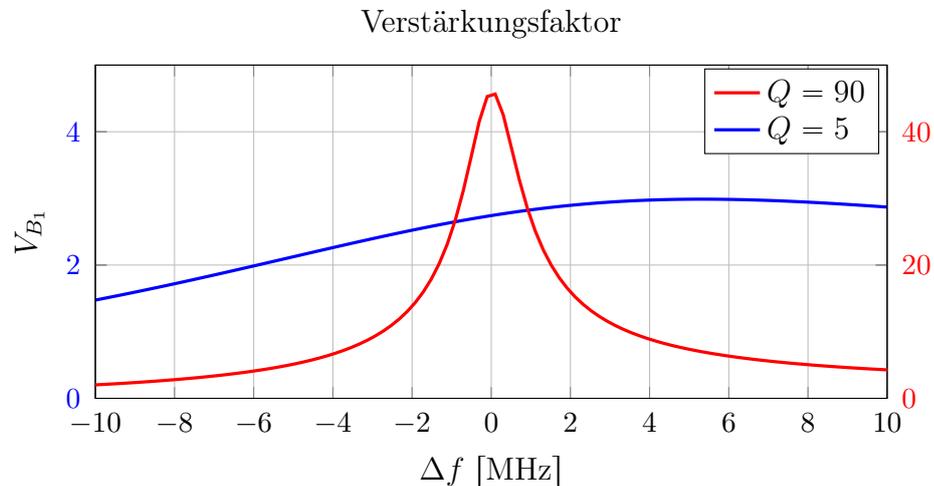


Abbildung 3.5: Einfluss der Verstimmung des Resonanzmarkers: (a) Verstärkungsfaktor für Resonanzmarker mit hoher (rot) und niedriger (blau) Güte Q . (b) Phaselage des B_1 -Feldes des Resonanzmarkers relativ zum anregenden HF-Feld bei der LARMORfrequenz.

dieser Effekt jedoch nicht bei der Resonanzabstimmung berücksichtigt werden.

In einer weiteren Untersuchung wurde der Einfluss der Güte des Resonanzmarkers sowie dessen Verstimmung auf die Magnetisierung für verschiedene Flipwinkel α bestimmt. Hierbei wurde von einer Sequenz mit $T_R \gg T_1$ ausgegangen, sodass die Longitudinalmagnetisierung vor dem nächsten Puls vollständig relaxiert ist. Im Gegensatz zu schnelleren FLASH²⁹-Sequenzen stellt sich in diesem Fall kein Gleichgewichtszustand ein, wodurch folglich nur der erste Puls betrachtet werden muss.

In den Diagrammen in Abbildung 3.6 ist jeweils die auf M_0 normierte Transversalmagnetisierung unmittelbar nach dem HF-Puls aufgetragen. Der schwarze Verlauf im Diagramm 3.6(a) zeigt die Transversalmagnetisierung ohne Resonanzmarker und entspricht einer Sinus-Funktion mit $\frac{M_{\perp}^+(\alpha)}{M_0} = |\sin \alpha|$. Das Voxel-Signal ergibt sich in diesem Fall zu [49]

$$|S(\alpha)| = M_{\perp}^+ \cdot e^{-T_E/T_2^*} = M_0 \cdot |\sin \alpha| \cdot e^{-T_E/T_2^*}. \quad (3.16)$$

Dieser Zusammenhang gilt für den Idealfall, d. h. ohne Berücksichtigung der Eigenschaften der MR-Sende- und Empfangsspule sowie der weiteren Hardwarekomponenten.

Die weiteren Verläufe zeigen die Magnetisierung bei Vorhandensein eines auf die LARMORfrequenz abgestimmten Resonanzmarkers mit unterschiedlicher Güte. Für Resonanzmarker mit langer Zylinderspule kann das Verhältnis im Inneren durch

$$\frac{M_{\perp}^+(\alpha)}{M_0} = \left| \sin \left(\alpha \cdot \sqrt{1 + (0,5 \cdot Q \cdot \cos^2 \beta)^2} \right) \right| \stackrel{Q \gg 1}{\approx} \left| \sin \left(\alpha \cdot [0,5 \cdot Q \cdot \cos^2 \beta] \right) \right| \quad (3.17)$$

approximiert werden. Aufgrund der Flipwinkelverstärkung kommt es bei dem Resonanzmarker mit $Q = 5$ bei $\alpha = 67^\circ$ zu einem Umklappen der Magnetisierung um 180° . In diesem Fall liefert der entsprechende Voxel kein Signal. In den Diagrammen 3.6(b) und 3.6(c) ist der Einfluss der Verstimmung für einen Resonanzmarker mit $Q = 5$ bzw. $Q = 35$ dargestellt. Bei niedriger Güte ist der Einfluss aufgrund des breitbandigen Resonanzverhaltens sehr gering. Das lokale Minimum verschiebt sich von $\alpha = 67^\circ$ auf 85° . Für $Q = 35$ erhöht sich die Anzahl an lokalen Minima im Flipwinkelbereich $\alpha = 0^\circ \dots 90^\circ$ auf Neun.

²⁹Fast Low Angle Shot; Gradientenechosequenzen mit kurzem T_R und niedrigem Flipwinkel (Bezeichnung an Siemens MRTs).

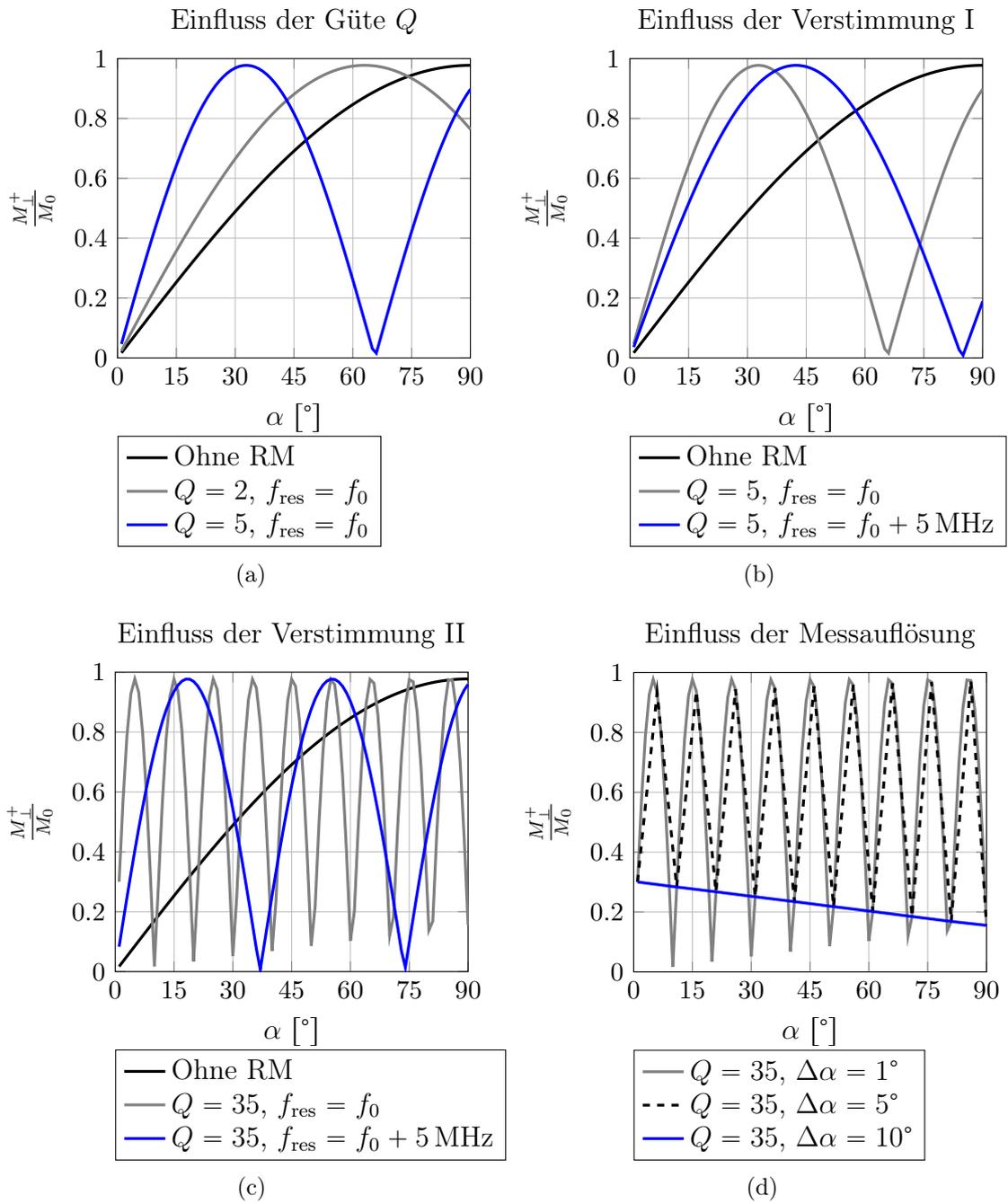


Abbildung 3.6: Berechnete Transversalmagnetisierung nach dem HF-Puls abhängig von verschiedenen Einflussfaktoren: (a) Güte des Resonanzmarkers (RM), (b,c) Verstimmung des Resonanzmarker für zwei verschiedene Güten, (d) Messauflösung $\Delta\alpha$.

HANNING-gefilterte Sinc-Pulse zeigen aufgrund der Filterung und des Abschneidens der Nebenkeulen im Frequenzbereich kein exaktes Rechteckverhalten [49] (vgl. Abb. 3.7). Dadurch werden auch Spins außerhalb der Schicht ebenfalls angeregt. Werden nacheinander zwei parallele, direkt benachbarte Schichten aufgenommen, kann es somit zu einem Schichtübersprechen kommen. In dem Fall kann der Resonanzmarker auch in Schichten sichtbar sein, in denen er nicht liegt. Darüber hinaus variiert der Flipwinkel entlang der Schichtselektionsrichtung. Durch die Flipwinkelverstärkung vergrößern sich diese Variationen. Die Spins, die um $n \cdot 180^\circ$ ausgelenkt werden, tragen dabei nicht zur Signalverstärkung bei. In der Folge verringert sich das Voxelsignal entsprechend.

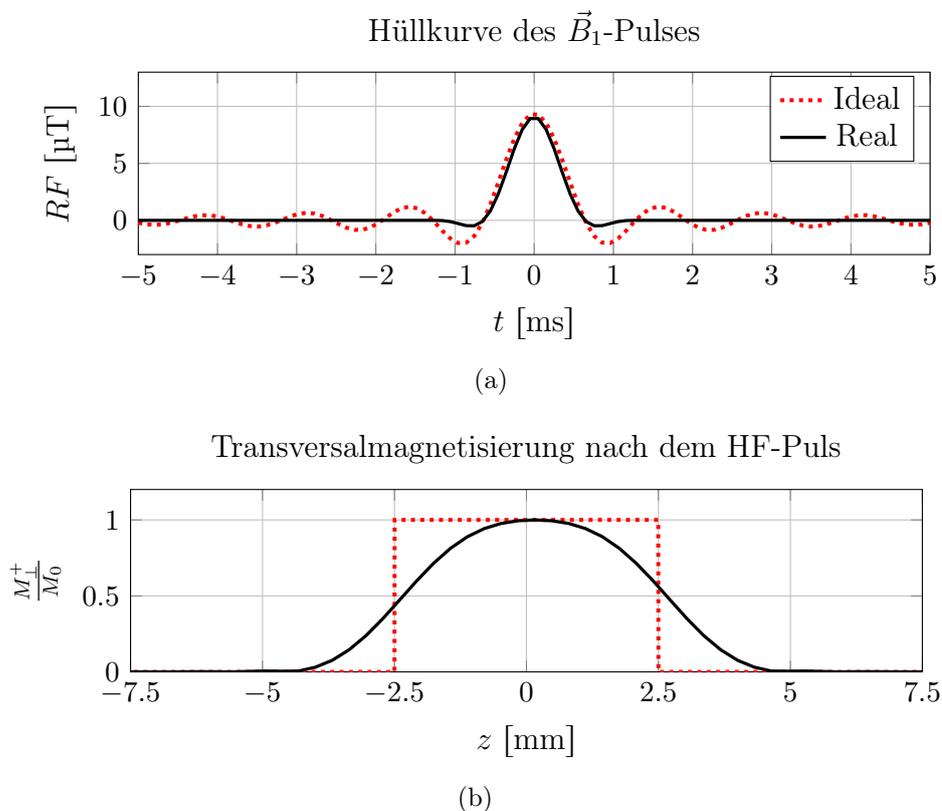


Abbildung 3.7: Einfluss der Pulsform auf die Schichtselektion: Es sind zwei Pulsformen einer 90° -Anregung für eine Schicht von $\Delta z = 5$ mm bei einem Schichtselektionsgradienten $G_{SS} = 7,3 \frac{\text{mT}}{\text{m}}$ dargestellt. Der schwarze Verlauf zeigt einen HANNING-gefilterten Sinc-Puls mit $N_0 = 4$. In rot ist hingegen ein idealer Sinc-Puls ohne Filterung und ohne Abschneiden der Nebenkeulen dargestellt. Die dazugehörige Schichtselektion zeigt das gewünschte Rechteckverhalten. Die Filterung hingegen sorgt für ein Abrunden der Kanten sowie ein Auslaufen in benachbarte Schichten.

Ebenso sind geringe Schwankungen der \vec{B}_1 -Pulsamplitude für jede Anregung zu erwarten. Variationen des anregenden \vec{B}_1 -Feldes gehen ebenfalls mit Variationen

des Flipwinkels einher. Bei hochgütigen Resonanzmarkern sorgt dies aufgrund der hohen Flipwinkelverstärkung somit für starke Signalschwankungen. Beispielsweise sorgt eine Variation des Flipwinkels von $\pm 1\%$ für $\alpha = 1^\circ$ für Signalschwankungen des Voxelsignals von $\pm 0,97\%$. Im Fall $\alpha = 72^\circ$ beträgt der verstärkte Flipwinkel 1262° . Dies entspricht drei vollen Rotationen und einer weiteren um 182° . Damit ist die Transversalmagnetisierung sehr gering und der Voxel ist folglich signalarm. Für $\alpha = 72^\circ - 1\%$ wird die Magnetisierung um 1249° bzw. um drei volle Umdrehungen plus 169° ausgelenkt. Der Signalunterschied zur exakten Anregung entspricht in diesem Fall 411% . Für $\alpha = 72^\circ + 1\%$ beträgt dieser sogar 606% . Dies kann umgangen werden, indem entweder der Flipwinkel niedrig gewählt wird oder die Güte des Resonanzmarkers nicht zu hoch ausgelegt wird.

Ein weiteres Problem von hochgütigen Resonanzmarkern ist in möglichen lokalen SAR-Maxima zu sehen. Der Zusammenhang zwischen dem SAR und dem \vec{B}_1 -Feld ist folgender [68]

$$\text{SAR} \propto f_0^2 \cdot B_1^2 \quad (3.18)$$

Für einen auf die LARMORfrequenz abgestimmten Resonanzmarker, welcher aus einer langen Zylinderspule besteht, folgt damit im Inneren der Spule

$$\frac{\text{SAR}_{\text{Mit Resonanzmarker}}}{\text{SAR}_{\text{Ohne Resonanzmarker}}} = \frac{Q^2}{4} \cos^4 \beta \quad (3.19)$$

Es zeigt sich dabei, dass eine hohe Verstärkung des \vec{B}_1 -Feldes mit einem lokalen SAR-Anstieg einhergeht.

Zudem wirkt sich eine Verstimmung dieser schmalbandigen Resonanzmarker sehr stark auf deren Verstärkungsverhalten aus. Aus Abbildung 3.6(c) wird ersichtlich, dass sich die Anzahl an Sinusperioden bei einer Verstimmung um 5 MHz deutlich verringert. Bei höheren Güten ist der Effekt entsprechend stärker.

In den Protokollen der MR-Sequenz kann der Flipwinkel nur gradgenau eingegeben werden. Bei hohen Güten ($Q > 20$) ist daher zu beachten, dass eine zu geringe Messauflösung zu einer Unterabtastung des Verlaufes führt. Diagramm 3.6(d) veranschaulicht dies am Beispiel von $Q = 35$. Wird nur noch in 10° -Schritten gemessen, so sind keine lokalen Maxima erkennbar.

Im interventionellen Kontext werden häufig Sequenzen mit kurzen Repetitionszeiten, wie beispielsweise FLASH-Sequenzen, verwendet. Für eine solche Sequenz kann das

Voxel-Signal mit

$$|S_{\text{FLASH}}(\alpha)| = |M_z^- \cdot \sin \alpha| \cdot e^{-T_E/T_2^*} = M_0 \cdot \left| \frac{1 - e^{-T_R/T_1}}{1 - e^{-T_R/T_1} \cdot \cos \alpha} \cdot \sin \alpha \right| \cdot e^{-T_E/T_2^*} \quad (3.20)$$

berechnet werden [49]. Bedingung ist hierbei, dass die Transversalmagnetisierung M_{\perp}^- vor dem nächsten HF-Puls Null ist. Dies ist der Fall, wenn $T_R \gg T_2^*$ gewählt wird [49]. Um kürzere T_R zu erzielen, wird bei der FLASH die Magnetisierung mithilfe eines Gradientenspoilers verdrillt und somit gezielt dephasiert [51]. Abbildung 3.8(a) zeigt das berechnete Signal in Lebergewebe ($T_1 = 809$ ms, $T_2^* = 21,8$ ms) für eine FLASH-Sequenz mit $T_R = 15$ ms und $T_E = 8$ ms, normiert auf die Magnetisierung M_0 . Ohne Resonanzmarker (schwarzer Verlauf) lässt sich der ERNSTwinkel – d. h. der Flipwinkel, der zu maximalem Signal führt – folgendermaßen berechnen:

$$\alpha_{\text{Ernst}} = \arccos(e^{-T_R/T_1}) = 11^\circ. \quad (3.21)$$

Aufgrund der Flipwinkelverstärkung wird der Verlauf bei Vorhandensein eines Resonanzmarkers in α -Richtung gestaucht. Daher tritt der Fall des maximalen Signals bei verschiedenen Anregungswinkeln auf. Diese können mit

$$\alpha_{\text{Ernst,Marker},n} = \frac{(n - \frac{1}{2}) \cdot \pi + (-1)^{n-1} \cdot \frac{\pi}{2}}{\sqrt{1 + (0,5 \cdot Q \cdot \cos^2 \beta)^2}} + (-1)^n \frac{\arccos(e^{-T_R/T_1})}{\sqrt{1 + (0,5 \cdot Q \cdot \cos^2 \beta)^2}} \quad (3.22)$$

berechnet werden.

Die Verstärkung des Signals ergibt sich aus dem Quotienten beider Signale

$$V_S(\alpha) = \left| \frac{S_{\text{FLASH,Marker}}}{S_{\text{FLASH}}} \right| \approx \left| \frac{\sin(\alpha_{\text{amp}})}{\sin \alpha} \cdot \frac{1 - e^{-T_R/T_1} \cdot \cos \alpha}{1 - e^{-T_R/T_1} \cdot \cos(\alpha_{\text{amp}})} \right| \quad (3.23)$$

mit $\alpha_{\text{amp}} = \alpha \cdot \sqrt{1 + (0,5 \cdot Q \cdot \cos^2 \beta)^2}$. Abbildung 3.8(b) zeigt die Signalverstärkung für verschiedene Güten. Für niedrige Flipwinkel ist in beiden Fällen $V_S > 1$. Darüber hinaus weisen die Verläufe je nach Güte mehrere lokale Maxima auf.

Aufgrund von Softwarebeschränkungen lassen sich am MR-Scanner nur ganzzahlige Flipwinkel einstellen. Die Berechnungen für $\alpha < 1^\circ$ zeigen, dass das Voxelsignal sowohl mit als auch ohne Resonanzmarker gering ist, wobei Verstärkungen von $V_S = \frac{Q}{2}$ erzielt werden können. Diese Berechnungen gelten allerdings nur für den Idealfall, d. h. ohne Berücksichtigung von Rauscheinflüssen durch die Elektronik (z. B. Verstär-

ker). Für solche geringen Signale ist daher bei realen Messungen ein sehr niedriges Signal-zu-Rausch-Verhältnis zu erwarten, wodurch eine Detektion der Resonanzmarker sehr erschwert oder sogar nicht möglich ist.

Die beschriebenen Verläufe gelten dabei lediglich für die Voxel, welche die maximale Flipwinkelverstärkung durch den Resonanzmarker erfahren. Im Falle einer Zylinderspule wäre dies in ihrem Inneren. Mit zunehmender Entfernung nimmt die durch den Resonanzmarker erzeugte magnetische Flussdichte und damit auch die Verstärkung ab.

Abbildung 3.9 zeigt dies am Beispiel eines auf die LARMORfrequenz abgestimmten Schwingkreises, welcher aus eine Zylinderspule ($\ell = 3 \text{ mm}$, $R = 1 \text{ mm}$, $N = 10$) besteht und eine Güte von $Q = 5$ aufweist. Die Längsachse der Spule entspricht hierbei der y -Achse. Zum Zeitpunkt $t = T = \frac{1}{f_0}$ zeigt das homogene \vec{B}_1 -Feld in y -Richtung, d. h. $\varphi_{B_1}(t) = 90^\circ$ und durchflutet somit die gesamte Spulenfläche. Teilabbildung 3.9(b) zeigt den vorwärts polarisierten Anteil der magnetischen Flussdichte des Markers, welcher mithilfe des BIOT-SAVART-Gesetz berechnet wurde. Die Amplitude der magnetischen Flussdichte ist in Graustufen kodiert und auf die Amplitude des angeregenden \vec{B}_1 -Feldes normiert. Im Inneren weist das Vektorfeld eine Phasenverschiebung von 90° zum \vec{B}_1 -Feld auf. Außerhalb ist die Amplitude deutlich geringer und die Phasenverschiebung variiert je nach Ort. Nach dem Superpositionsprinzip überlagern sich beide Felder, wodurch sich das in Abb. 3.9(c) dargestellte Vektorfeld ergibt. Im Inneren der Zylinderspule eilt das Gesamtfeld dem anregenden \vec{B}_1 -Feld um ca. 67° voraus. Mit zunehmender Entfernung verringert sich der Verstärkungseffekt und der Einfluss von $\vec{B}_{1+, \perp}^{\text{Marker}}$ auf die Phasenlage. Zudem ist an den Stirnflächen der Zylinderspule konstruktive und destruktive Feldüberlagerungen erkennbar. Im Phasenbild in Abb. 3.9(d) ist zu erkennen, dass das resultierende Magnetfeld in den Bereichen mit destruktiver Überlagerung eine Phasenlage von -180° aufweist.

In Abbildung 3.10 ist zum Vergleich das Phasenbild eines Resonanzmarker mit der 10-fachen Güte für zwei verschiedene Zeitpunkte dargestellt. Das rechte Bild stellt ebenfalls den Zeitpunkt $t = T$ dar, bei dem das anregende \vec{B}_1 -Feld eine Phasenlage von 90° aufweist. Hier ist zum einen zu erkennen, dass das Magnetfeld des Resonanzmarkers im Inneren der Spule dominiert und zu einer Phasenlage von $+180^\circ$ bzw. -180° führt. Zum anderen zeigt sich, dass die Bereiche mit verringerter Phasenverschiebung im Vergleich zum Fall $Q = 5$ deutlich gewachsen sind. Abb. 3.10(b) zeigt die Phasenlage zum Zeitpunkt $t = \frac{T}{4}$. Aufgrund der Rotation des anregenden

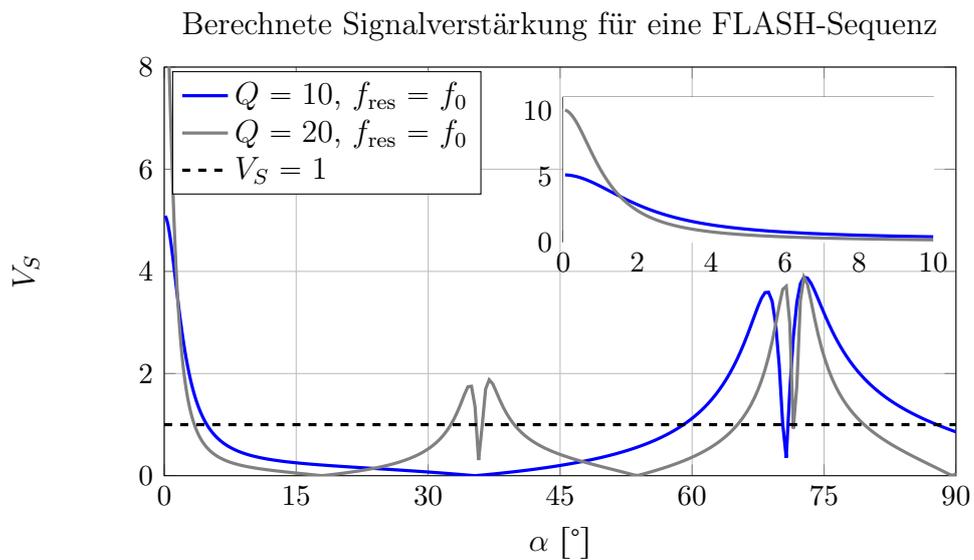
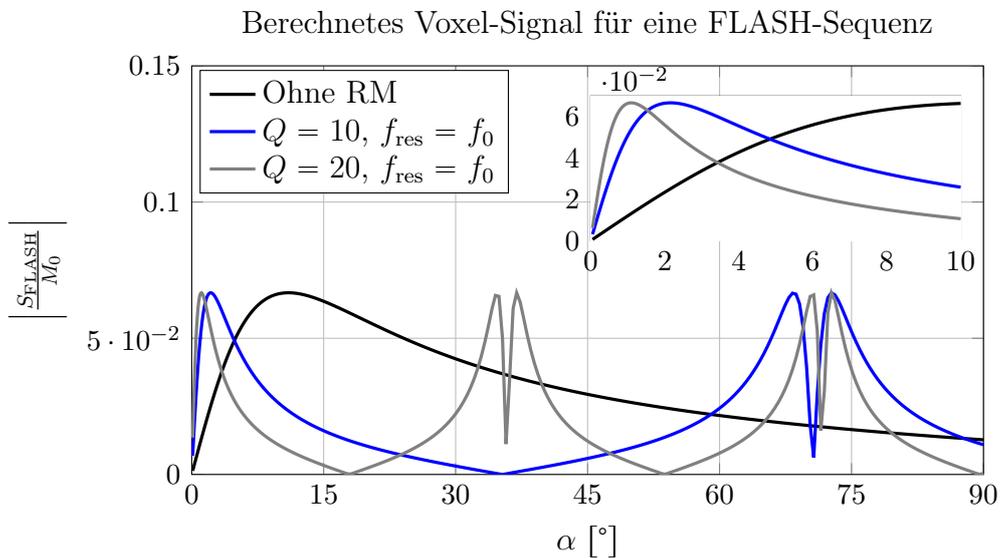


Abbildung 3.8: Berechnete Signalverstärkung bei einer FLASH-Sequenz ($T_E = 8$ ms, $T_R = 15$ ms bei $T_1 = 809$ ms, $T_2 = 34$ ms und $T_2^* = 21,8$ ms).

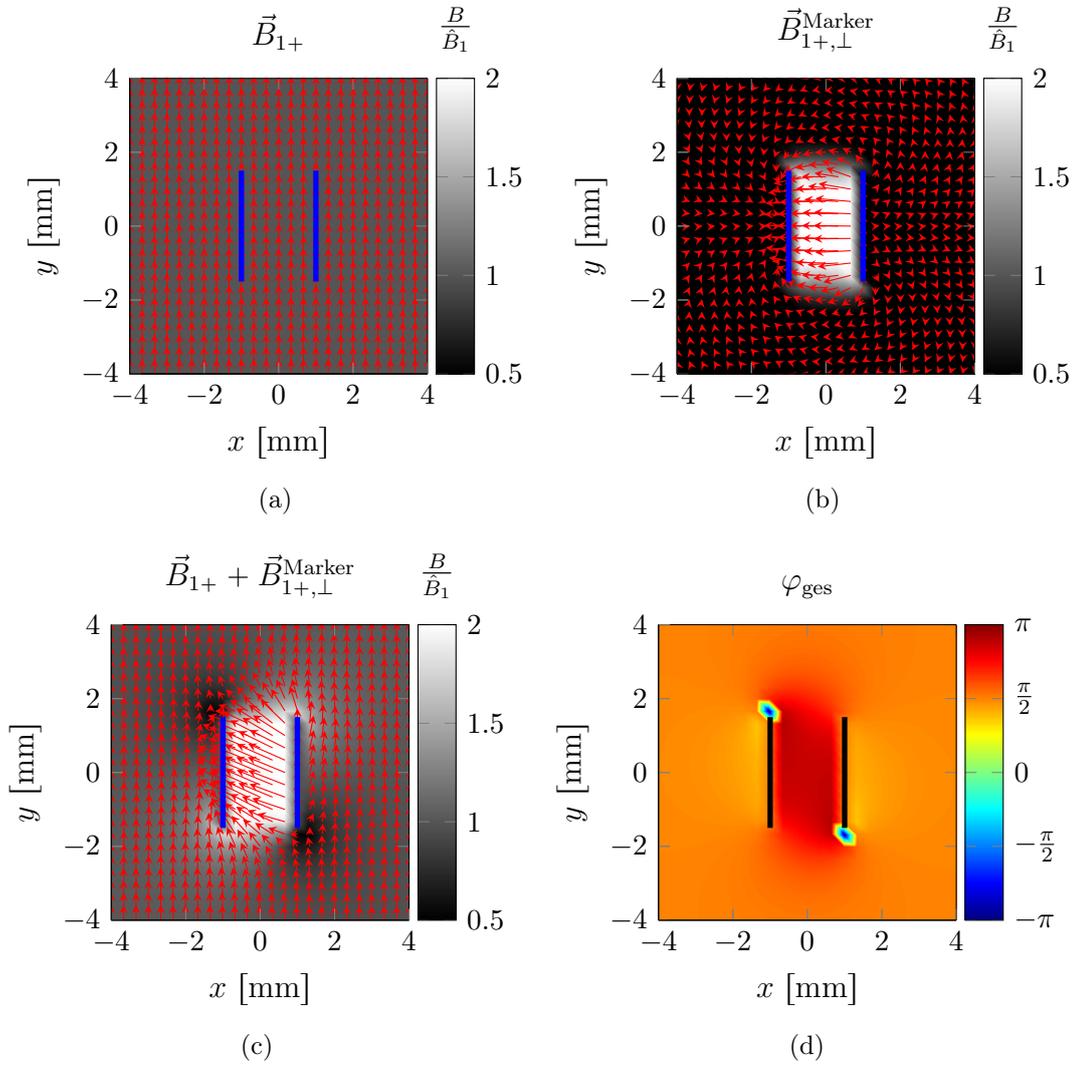


Abbildung 3.9: Magnetische Flussdichte eines Resonanzmarkers (Zylinderspule, $Q = 5$) in der x - y -Ebene zum Zeitpunkt $t = T = \frac{1}{f_0}$: (a) anregendes \vec{B}_{1+} -Feld, (b) vorwärts zirkular polarisiertes $\vec{B}_{1+, \perp}^{\text{Marker}}$ -Feld des Resonanzmarkers, (c) resultierende magnetische Flussdichte und (d) Phasenlage des resultierenden Magnetfeldes.

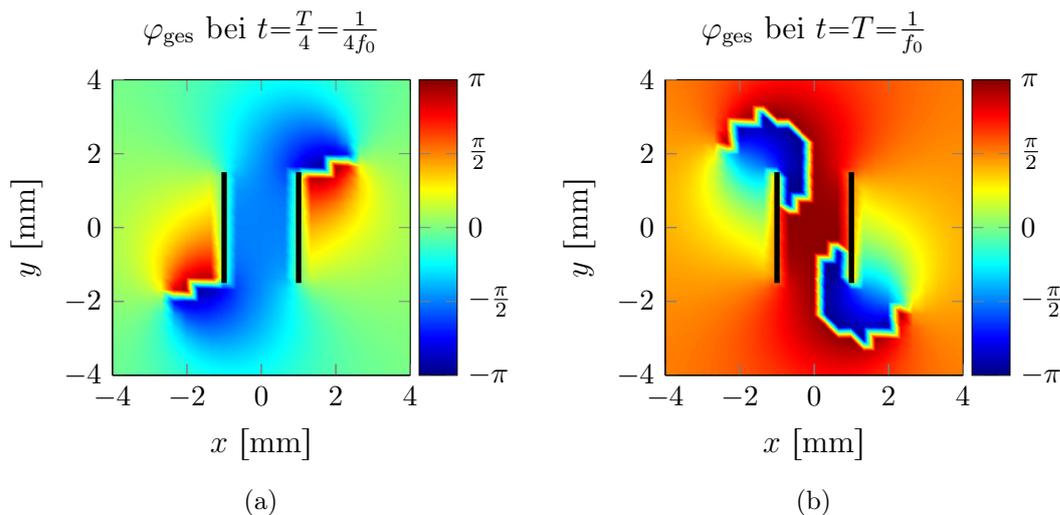


Abbildung 3.10: Phasenlage des resultierenden Magnetfeldes bei $Q = 50$ zum Zeitpunkt $t = \frac{T}{4}$ (a) und $t = T$ (b).

\vec{B}_1 -Feldes, wandern auch die Bereiche mit $\varphi_{\text{ges}} = -180^\circ$.

3.2 Einfluss der Umgebung auf die elektrischen Eigenschaften der Resonanzmarker

Die elektrischen Eigenschaften in der Umgebung des Resonanzmarkers beeinflusst dessen Resonanzfrequenz. Um den Einfluss bei einer einfachen Spulenanordnung zu untersuchen, wurde eine Simulation einer Zylinderspule mittels der openSource-Software openEMS [69] durchgeführt. Diese Software basiert auf der FDTD³⁰-Berechnung, wobei die Feldgleichungen in jeder Berechnungszelle durch äquivalente elektrische Schaltungen bestehend aus einem Widerstand R_i , einer Induktivität L_i , einer Kapazität C_i und einem Leitwert G_i ersetzt wird.

In der Simulation wurde zunächst eine Zylinderspule mit den in Tabelle 3.2 angegebenen Maßen erstellt.

Die Spule wurde mit einem Wechselstrom bei der Frequenz $f = 123,26$ MHz gespeist. Es wurde das Magnetfeld im Freiraum (Simulation 1) sowie in Lebergewebe (Simulation 2) bestimmt. In Simulation 1 wurde die elektrische Leitfähigkeit $\kappa = 0$ und die

³⁰Finite Difference Time Domain (Finite Differenzen im Zeitbereich)

3.2. Einfluss der Umgebung auf die elektrischen Eigenschaften der Resonanzmarker

Tabelle 3.2: Geometrische Parameter der simulierten Zylinderspule

Parameter	Wert	Einheit
Innenradius r_i	4	mm
Höhe H	30	mm
Windungszahl N	15	–

relative Permittivität $\varepsilon_r = 1$ gesetzt. Die Parameter des Lebergewebes wurden [70] entnommen: $\kappa = 0,5 \frac{\text{S}}{\text{m}}$ und $\varepsilon_r = 100$ bei $f \approx 120$ MHz.

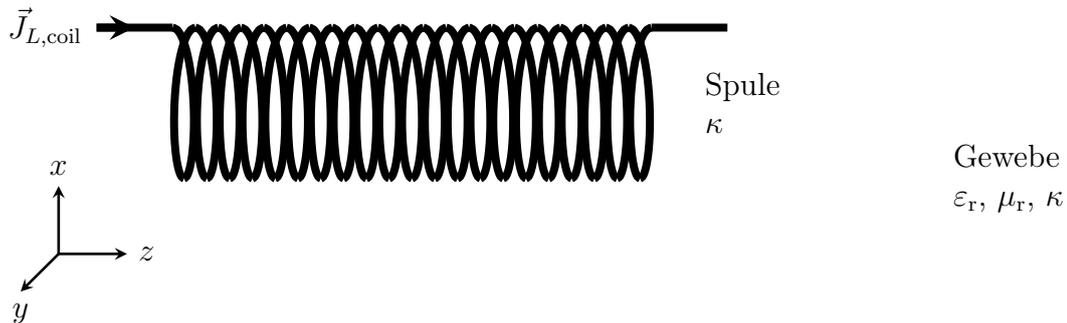


Abbildung 3.11: Modell einer lange Zylinderspule im Gewebe

Abbildung 3.12 zeigt die auf die Leistung normierte magnetische Feldstärke entlang der x -, y - und z -Achse. Es ist deutlich zu erkennen, dass das Magnetfeld im Zentrum der Spule bei umgebenden Lebergewebe schwächer ist. Aufgrund der Magnetfeldverringering bei gleicher Eingangsleistung verringert sich auch die Induktivität der Spule. Bei einem Resonanzschwingkreis hat dies eine Erhöhung der Resonanzfrequenz zur Folge.

Bei der Auslegung der Resonanzmarker ist zu beachten, dass die in [70] angegebenen Werte für die elektrischen Parameter des Gewebes nur Durchschnittswerte darstellen. Die Werte unterliegen natürlichen Schwankungen und können sich zudem durch die Gabe von Medikamenten wie MR-Kontrastmitteln verändern. Wie bereits diskutiert, wirken sich Verstimmungen des Resonanzmarkers bei hohen Güten stärker auf den Verstärkungsfaktor aus. Folglich stellt dieser Einfluss einen weiteren Grund dar, die Güte des Resonanzmarkers nicht zu hoch zu dimensionieren. Die maximal zulässige Güte hängt u. a. von den Sequenzeinstellungen sowie der Magnetfeldcharakteristik des Resonanzmarkers ab und muss im jeweiligen Fall in Simulationen oder experimentell bestimmt werden.

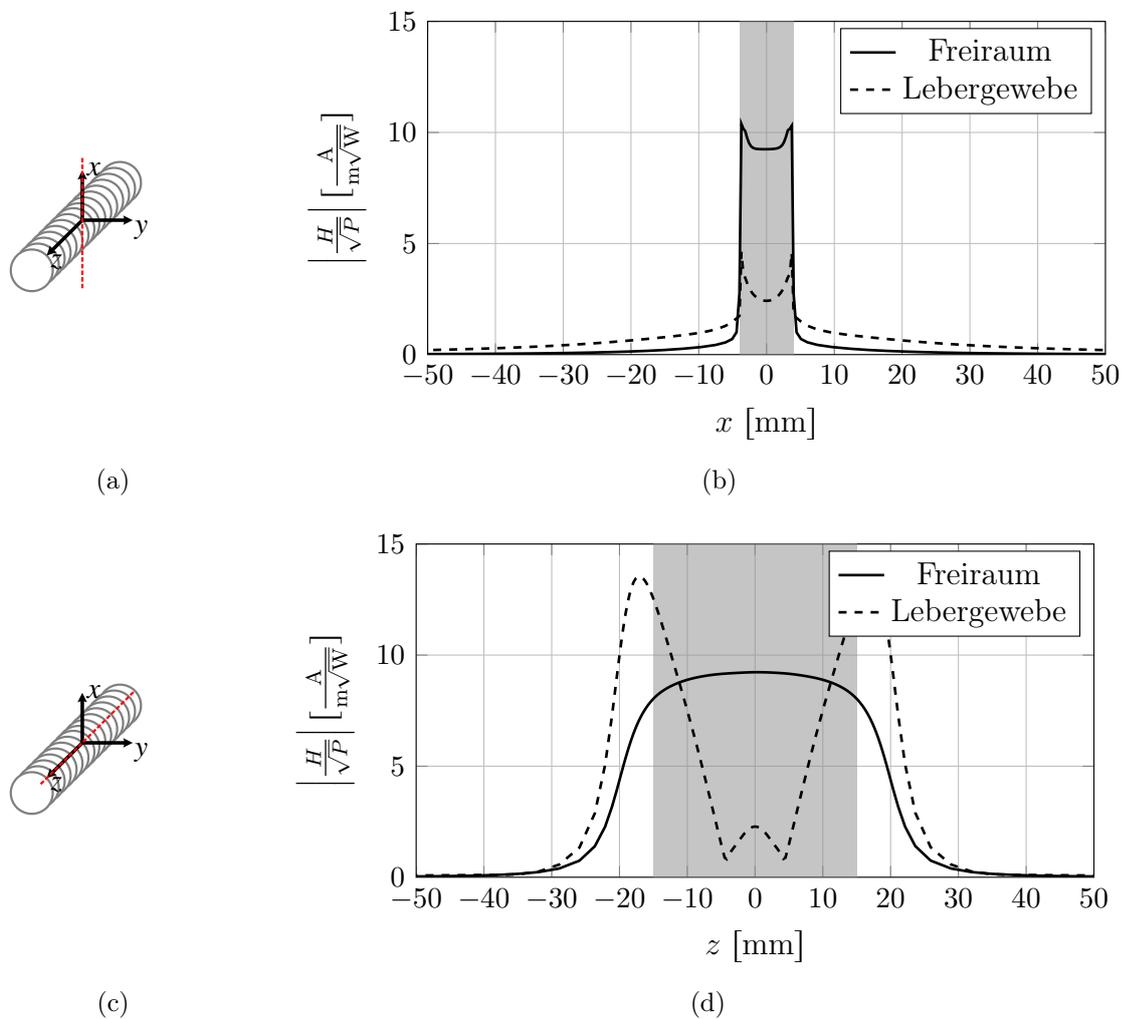


Abbildung 3.12: Normierte magnetische Feldstärke einer Zylinderspule bei unterschiedlichen Umgebungen: (b,d) zeigen jeweils die Verläufe der normierten magnetischen Feldstärke für den Freiraum und Lebergewebe. Hierbei ist der Bereich der Spule jeweils grau hinterlegt. In (a,c) sind die Achsen, entlang deren die Plots verlaufen, farblich markiert.

3.3 Konstruktionsvarianten

Resonanzmarker können auf zwei verschiedene Arten aufgebaut werden. Eine Variante ist die elektrische Kontaktierung von diskreten Elementen (Spule und Kondensator), welche unabhängig voneinander gefertigt werden. Eine weitere Möglichkeit stellen selbstresonante Strukturen dar, welche aufgrund ihres Aufbaus eine intrinsische Induktivität und Kapazität aufweisen.

3.3.1 Aufbau von diskreten Elementen

Die notwendige Induktivität L wird erzielt, indem ein elektrischer Leiter derart zu einer Spule geformt wird, dass diese magnetische Energie speichern kann. Hierfür gibt es verschiedene Grundformen: einfache Leiterschleifen, Spiralspulen, Sattelspulen, sowie Zylinderspulen. Der Kondensator besteht aus zwei Elektroden, welche durch eine Isolationsschicht elektrisch voneinander getrennt werden. Dies führt zu einer Ladungstrennung zwischen beiden Elektroden, wodurch sich in der Folge ein elektrisches Feld ausbildet.

Vor der Konstruktion beider Elemente ist es notwendig, diese zu dimensionieren, um die erwünschte Resonanzfrequenz zu erzielen. Bei einfachen geometrischen Aufbauten (z. B. Zylinderspule und Zylinderkondensator) kann dies durch eine analytische Berechnung erfolgen. Bei komplizierteren Geometrien oder inhomogenen Materialkombinationen müssen jedoch geeignete Simulationsverfahren angewandt werden, um die Induktivität, sowie Kapazität bestimmen zu können.

Bestimmung der Induktivität einer Leiteranordnung mittels PEEC-Methode

Die Induktivität L und der OHMsche Widerstand R einer Leiteranordnung kann unter anderem mithilfe der PEEC³¹-Methode bestimmt werden. Als notwendige Bedingung müssen geometrischen Maße der Struktur viel kleiner als die Wellenlänge λ sein. In diesem Fall kann eine quasistationäre Berechnung erfolgen. Dabei wird die elektrische Leiterstruktur in N in Reihe geschaltete Segmente unterteilt. Jedes Segment wird durch ein elektrisches Ersatzschaltbild, bestehend aus einem Widerstand

³¹Partial Element Equivalent Circuit (Modellierung von elektromagnetischen Feldproblemen durch ein elektrisches Ersatzschaltbild der elektrisch leitenden Strukturen)

3.3. Konstruktionsvarianten

R und einer Induktivität L beschrieben. Um eine ungleichmäßige Stromverteilung aufgrund des Skin-, Proximity- oder Edge-Effektes zu berücksichtigen, kann jedes Segment in mehrere parallele Filamente unterteilt werden (vgl. Abb. 3.13, [71]). Innerhalb dieser Filamente ist die Stromverteilung konstant. Für jedes Filament

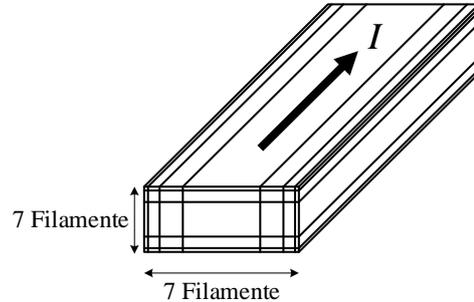


Abbildung 3.13: Unterteilung eines Leiterelementes in 7×7 Filamente (Abbildung adaptiert nach [71]).

können der OHMsche Widerstand R_{ii} sowie die partielle Induktivität L_{ij} bestimmt werden. Es gilt nach [71]

$$\underbrace{\left(\frac{\ell_i}{\kappa a_i} \right)}_{R_{ii}} \cdot I_i + \underbrace{j\omega \sum_{j=1}^b \left(\frac{\mu}{4\pi a_i a_j} \int_{V_i} \int_{V'_j} \frac{\vec{\ell}_i \cdot \vec{\ell}_j}{|\vec{r} - \vec{r}'|} dV' dV \right)}_{L_{ij}} \cdot I_j = \frac{1}{a_i} \int_{a_i} (\Phi_A - \Phi_B) dA, \quad (3.24)$$

wobei b die Gesamtanzahl der Filamente, ℓ_i die Länge, a_i die Querschnittsfläche, I_i , der Strom durch das i -te Filament und $\Phi_A - \Phi_B$ die Potentialdifferenz zwischen den Stirnflächen des Filamentes sind. Durch Berücksichtigung der Parallelschaltung der Filamente in einem Segment und die Reihenschaltung der Segmente (vgl. Abb. 3.14) kann die Gesamtimpedanz abhängig von der Frequenz bestimmt werden.

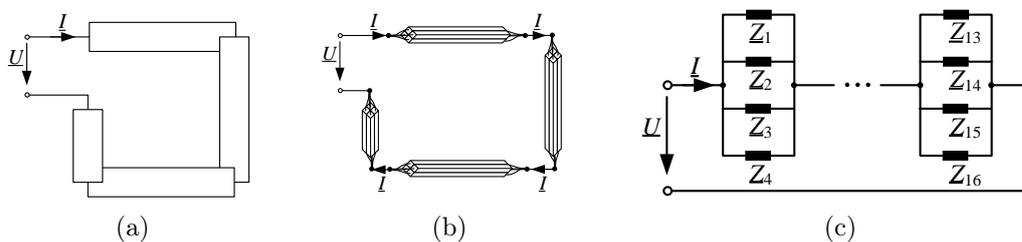


Abbildung 3.14: Segmentierung der Leiterstruktur nach [71]: Unterteilung in vier Segmente (a), welche wiederum aus je 2×2 Filamenten bestehen (b). Daraus ergibt sich ein Ersatzschaltbild (c), wobei jede Impedanz einen OHMschen und einen induktiven Anteil enthält: $\underline{Z}_i = R_i + j\omega L_i$ (Abbildung adaptiert nach [71]).

3.3. Konstruktionsvarianten

Diese Berechnungsmethode findet bei der open-Source-Software FastHenry (Fast-FieldSolvers [72]) Anwendung. Dafür wird zunächst eine Input-Textdatei – z. B. mithilfe von MATLAB® – erstellt, welche die Geometrie- und Materialparameter der Segmente sowie deren Koordinaten enthält [73]. Aus dieser wird ein 3D-Modell erstellt.

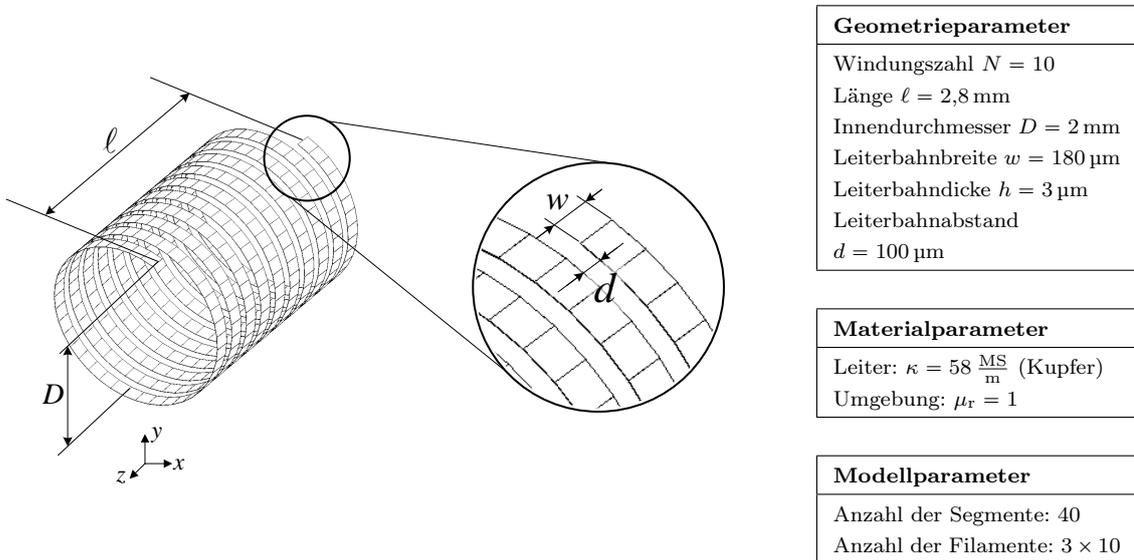


Abbildung 3.15: Diskretisiertes Modell einer Zylinderspule zur Simulation von Induktivität und Widerstand mittels FastModel.

Für eine beispielhafte Zylinderspule ist dies in Abbildung 3.15 dargestellt. Der berechnete Widerstand R sowie die Induktivität L ist für einen Frequenzbereich von 1 Hz bis 123,26 MHz in Abbildung 3.16 dargestellt. Aufgrund des Skin-Effektes und der damit resultierenden Stromverdrängung an die Außenbereiche des elektrischen Leiters sind R und L frequenzabhängig. Im Vergleich dazu liefern die Standardnäherungsformeln für eine lange Zylinderspule [74]

$$L = N^2 \cdot \frac{\mu_0 A}{\ell} = 141,0 \text{ nH} \quad (3.25)$$

sowie für eine kurze Zylinderspule [74]

$$L = \frac{1}{1 + \frac{d}{2\ell}} \cdot N^2 \cdot \frac{\mu_0 A}{\ell} = 103,94 \text{ nH}. \quad (3.26)$$

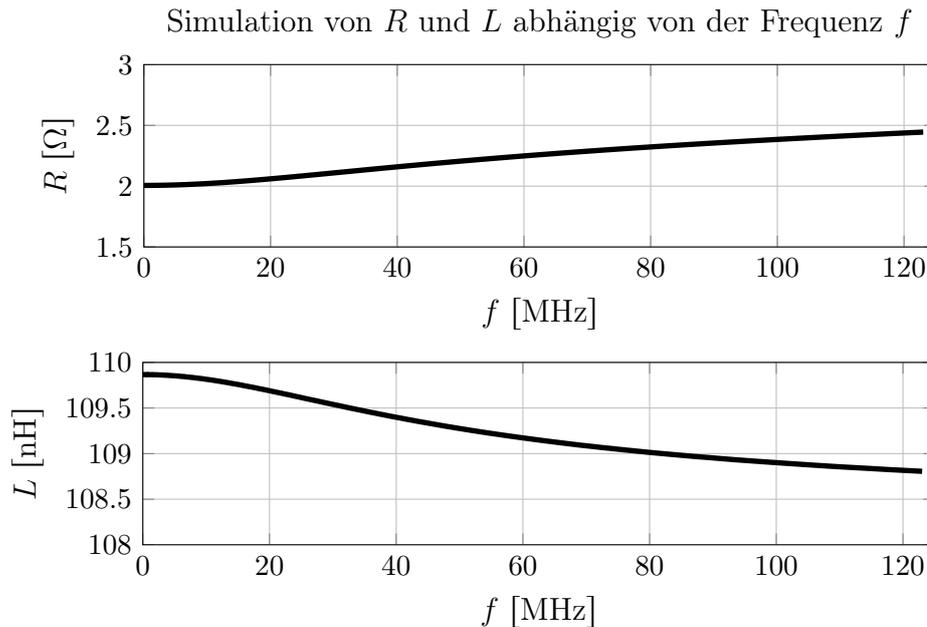


Abbildung 3.16: Ergebnis der Simulation der Zylinderspule mittels FastModel: Berechnung des Widerstandes R und der Induktivität L für $f = 1$ Hz bis 123,26 MHz.

Bestimmung der Kapazität einer Elektrodenanordnung über die Potentialverteilung

Die Kapazität zwischen beliebig geformten Elektroden kann über die Potentialverteilung bestimmt werden. Dafür werden die elektrischen Leiter in 3D Segmente unterteilt, welche wiederum in n 2D Oberflächenelemente diskretisiert werden [75]. Bei der Berechnung der Potentialverteilung wird in Annäherung angenommen, dass die Ladungsverteilung über die Fläche des jeweiligen Oberflächenelementes konstant ist. Das COULOMB-Potential im Zentrum der k -ten Oberfläche (an der Position x_k) resultiert daher zu [75]

$$p_k = \frac{1}{4\pi\varepsilon} \sum_{l=1}^n \frac{q_l}{a_l} \int_{A_l} \frac{1}{\|\vec{x}' - \vec{x}_k\|} dA'. \quad (3.27)$$

Hierbei ist q_l die elektrische Ladung auf dem l -ten Oberflächenelement, welches eine Fläche von a_l besitzt und sich an der Position x' befindet. Daraus ergibt sich das Gleichungssystem $\underline{\underline{P}} \cdot \underline{\underline{q}} = \underline{\underline{p}}$ mit $\underline{\underline{P}} \in \mathbb{R}^{n \times n}$, $\underline{\underline{p}}, \underline{\underline{q}} \in \mathbb{R}^n$. Die Lösung des Gleichungssystems liefert die MAXWELL'sche Kapazitätsmatrix $\underline{\underline{C}}$ mit $\underline{\underline{C}} = \underline{\underline{P}}^{-1}$ [76]. Eine Berücksichtigung von inhomogenen Dielektrika ist möglich, wenn diese bereichsweise homogen sind [76].

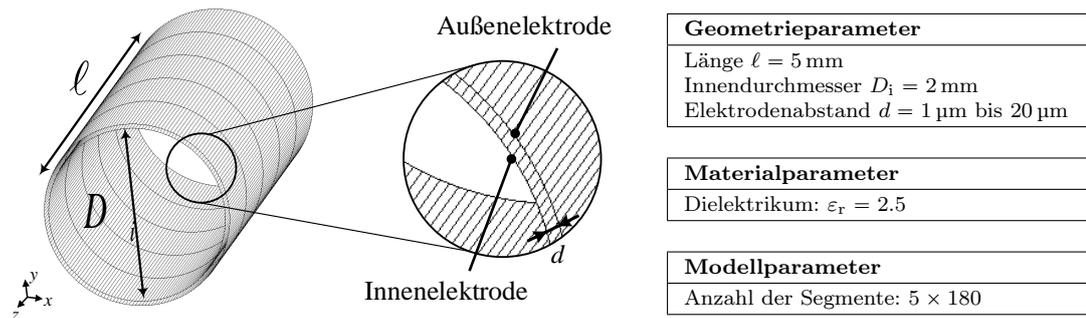


Abbildung 3.17: Diskretisiertes Modell eines Zylinderkondensators zur Simulation der Kapazität mittels FastModel.

Die open-Source-Software FastCap (FastFieldSolvers, [72]) nutzt diese Berechnungsmethode. Hierfür wird für jede Elektrode eine Input-Datei erstellt, welche die Koordinaten der diskretisierten Oberflächen enthält [77]. Daraus wird ein 3D-Modell erstellt. Für einen beispielhaften Zylinderkondensator ist dies in Abbildung 3.17 dargestellt. Die Kapazität dieser einfachen geometrischen Anordnung kann auch mit folgender Standardberechnungsformel [78] ermittelt werden:

$$C = 2\pi\epsilon_0\epsilon_r \frac{\ell}{\ln \frac{D_i + 2 \cdot d}{D_i}}. \quad (3.28)$$

Für verschiedene Elektrodenabstände wurde die Kapazität mithilfe von FastCap berechnet. Abbildung 3.18 zeigt eine sehr gute Übereinstimmung des Simulationsergebnis mit den Berechnungen aus obiger Gleichung.

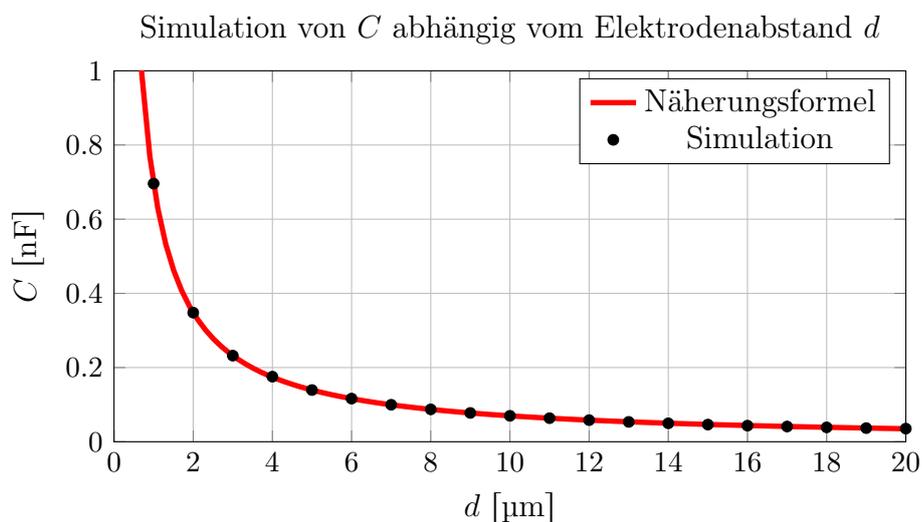


Abbildung 3.18: Ergebnis der Simulation des Zylinderkondensators mittels FastModel: Berechnung der Kapazität C zwischen den Elektroden für $d = 1 \mu\text{m}$ bis $20 \mu\text{m}$.

3.3.2 Aufbau von selbstresonanten Strukturen

Selbstresonante Strukturen besitzen aufgrund ihres Aufbaus eine intrinsische Induktivität und Kapazität. Damit ermöglichen sie einen einfachen Aufbau ohne zusätzliche Bauelemente. In [79] werden verschiedene Varianten für selbstresonante Strukturen vorgestellt. In einem Gitter angeordnet wirken diese für einfallende elektromagnetische Wellen wie ein homogenes Material mit negativem Brechungsindex - sogenannte Metamaterialien. Abbildung 3.19 zeigt die selbstresonante Swiss-Roll-Struktur. *Pendry et al.* geben für diese Variante eine Berechnungsformel zur Bestimmung der Resonanzfrequenz an [79]. Dabei ist zu beachten, dass hierbei von unendlich langen Elementen, infinitesimal dünnen elektrisch leitfähigen Schichten und einer Isolationsschicht mit $\varepsilon_r = 1$ ausgegangen wird. Die Resonanzfrequenz lässt sich in dieser idealisierten Form mit folgender Formel berechnen:

$$f_0 = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{d_{\text{iso}} c_0^2}{2\pi^2 R_a^3 (N - 1)}}. \quad (3.29)$$

In obiger Gleichung ist R_a der Außendurchmesser der Struktur, H die Höhe und d_{iso} der Abstand zwischen zwei elektrisch leitenden Lagen. Zwischen den elektrisch leitenden Lagen existiert ein Vakuum ($\varepsilon_r = 1$). Für die Dicke der elektrisch leitenden Schicht gilt $d_{\text{el}} \rightarrow 0$. Diese Struktur besitzt zudem den Parameter N als Anzahl der Windungen. Aufgrund der in [79] idealisierten Geometrie sind jedoch keine zu-

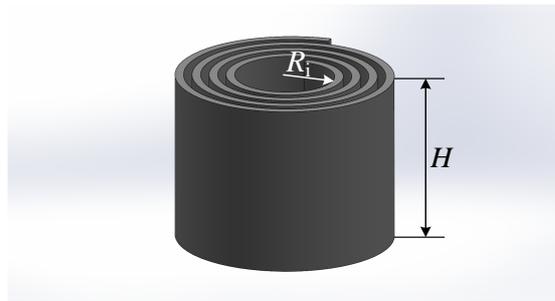


Abbildung 3.19: Selbstresonante Swiss-Roll-Struktur (nach [79])

verlässigen Vorhersagen über die tatsächlichen Resonanzfrequenz der zu fertigenden Swiss-Roll-Strukturen möglich. Eine numerische Simulation solcher dreidimensionalen Swiss-Roll-Strukturen im MHz-Bereich ist zudem sehr aufwändig. Die Schichtdicken der elektrisch leitenden Schicht d_{el} liegt für kommerziell erhältliche Metallfolien im Bereich von ca. $5 \mu\text{m}$ (gewalzte Aluminiumfolie) bis $35 \mu\text{m}$ (Kupferfolie für flexible Leiterplattentechnik). Je nach Fertigungsprozess kann die Schichtdicke der elek-

trisch isolierenden Schicht im Bereich von einigen Hundert nm (z. B. Anodisieren) bis einigen μm (z. B. Laminieren) liegen. Die damit verbunden kleinen Ortsschritte erfordern auch kleine Zeitschritte, damit die Stabilitätsbedingung [80]

$$\Delta t \leq \Delta t_{\max} = \frac{1}{\sqrt{n}} \frac{\Delta x_{\min}}{c_{\max}} \quad (3.30)$$

mit

- ▶ n - räumliche Dimension des Problems,
- ▶ c_{\max} - maximale Energieausbreitungsgeschwindigkeit und
- ▶ Δx_{\min} - kleinste örtliche Diskretisierung,

erfüllt ist. Eine numerische Untersuchung von planaren (2D) Swiss-Roll-Strukturen mit $d_{\text{el}} = d_{\text{iso}} = 10 \mu\text{m}$, $N = 40$, $R_a = 3 \text{ mm}$ wurde bereits durch *Kurter et al.* unter Verwendung der kommerziellen Software ANSYS HFSS™ (ANSYS, Inc., Canonsburg, USA) gezeigt [81]. Das dabei vorgestellte Simulations-Setup konnte mithilfe von ANSYS HFSS™ nur bedingt auf eine 3D-Struktur übertragen werden. Die Simulation war nur für Schichtdicken von $100 \mu\text{m}$ bei einer Struktur mit zwei Windungen erfolgreich. Bei dünneren Schichtdicken konnte aufgrund des hohen Speicherplatzbedarfs keine Simulation durchgeführt werden. Ziel der folgenden Untersuchung ist es daher, eine Berechnungsformel für Swiss-Roll-Strukturen mit einer endlichen Höhe H und einer endlichen Schichtdicke der elektrisch leitenden (d_{el}) bzw. elektrisch isolierenden Schicht (d_{iso}) abzuleiten. Die Strukturgrößen sind um ein Vielfaches kleiner als die resultierende Wellenlänge. Aus diesem Grund kann von einem quasistationären Lösungsansatz ausgegangen werden. Die Berechnung für Induktivität und Kapazität erfolgt getrennt. Mithilfe von Gleichung (2.25) (Seite 28) ergibt sich dann die resultierende Resonanzfrequenz.

Kapazität

Die Kapazität der Swiss-Roll-Struktur ist für den betrachteten Frequenzbereich eine Kombination aus parallel und seriellen, infinitesimal kleinen Kapazitäten (vgl. Abbildung 3.20). Für eine Umdrehung ($N = 2$) kann die Kapazität durch eine Parallelschaltung dieser Teilstücke dargestellt werden. Damit ergibt sich ein Zylinderkondensator. Für $N > 2$ wird die Gesamtkapazität durch eine Reihenschaltung von $N - 1$ Zylinderkondensatoren angenähert.

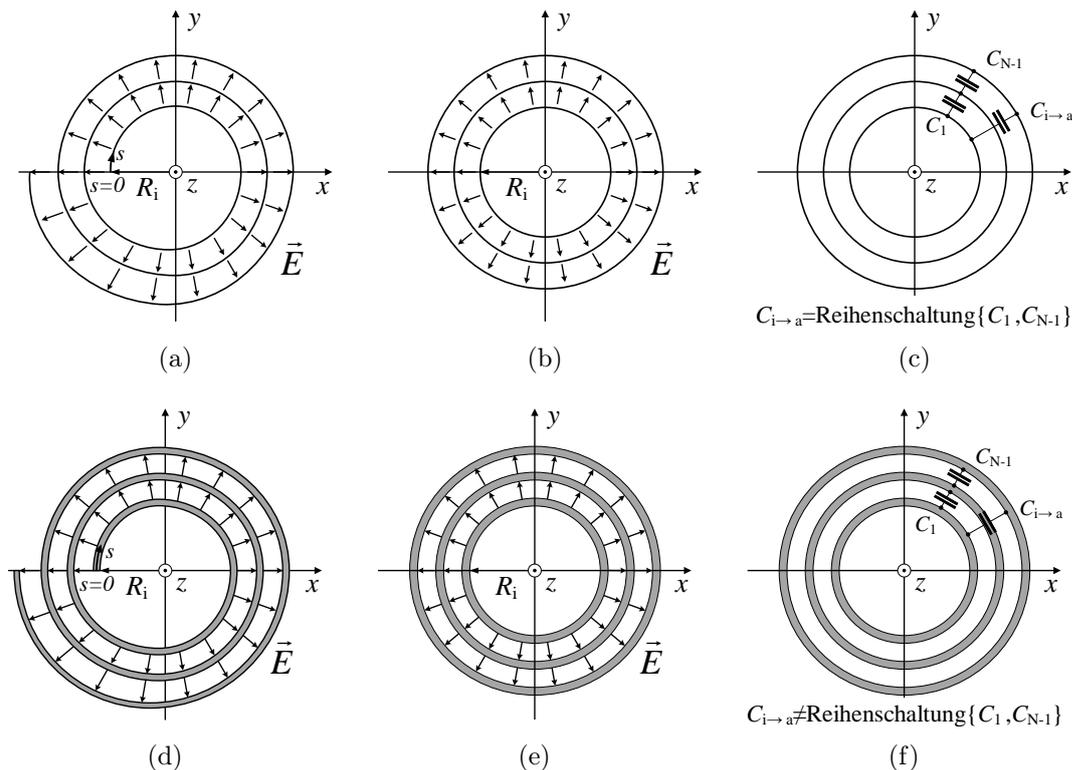


Abbildung 3.20: Querschnittsansicht der Swiss-Roll-Struktur mit den \vec{E} -Feldlinien. Im Beispiel dargestellt ist eine Struktur mit 3 Windungen. (a-c) Idealisierte Struktur mit $d_{\text{el}} \rightarrow 0$ und (d-f) reale Struktur mit endlichem d_{el} . In beiden Fällen kann die Struktur durch $N - 1$ ineinander verschachtelte Zylinderkondensatoren approximiert werden. Bei der idealen Struktur gilt $C_1 || C_{N-1} = C_{i \rightarrow a}$, wohingegen dieser Vereinfachung bei realen Geometrien nicht erfüllt ist.

Grundlage der Berechnung ist die erste MAXWELL'sche Gleichung in Integralform

$$\oiint_{\partial V} \vec{D} \cdot d\vec{A} = \iiint_V q \, dV = Q(V) \quad (3.31)$$

sowie die Materialgleichung des elektrischen Feldes

$$\vec{D} = \varepsilon_r \cdot \varepsilon_0 \cdot \vec{E}. \quad (3.32)$$

Für den Fall, dass $d_{\text{el}}, d_{\text{iso}} \ll H, R_i$, kann das elektrische Feld in der Zwischenschicht d_{iso} durch eine ρ -Komponente angenähert werden. Außerhalb der Swiss-Roll-Struktur wird das elektrische Feld in erster Approximation vernachlässigt. Damit folgt

für die elektrische Ladung Q

$$Q = \oiint_{\partial V} \varepsilon_r \cdot \varepsilon_0 \cdot \vec{E} \cdot d\vec{A} \approx \int_0^{2\pi} \int_{-H/2}^{H/2} \varepsilon_r \cdot \varepsilon_0 \cdot E_\rho \cdot \rho \cdot dz d\phi, \quad (3.33)$$

$$Q = \varepsilon_r \cdot \varepsilon_0 \cdot E_\rho \cdot H \cdot 2\pi \cdot \rho. \quad (3.34)$$

Es ergibt sich für das elektrische Feld

$$E_\rho = \frac{Q}{\varepsilon_r \cdot \varepsilon_0 \cdot H \cdot 2\pi \cdot \rho}. \quad (3.35)$$

Mit diesem Ausdruck kann die Teilspannung ΔU_n zwischen der n -ten und der darüber liegenden elektrisch leitenden Lage bestimmt werden.

$$\Delta U_n = \int_{R_i + d_{el} + (n-1) \cdot (d_{el} + d_{iso})}^{R_i + d_{el} + (n-1) \cdot (d_{el} + d_{iso}) + d_{iso}} E_\rho d\rho = \int_{R_i + d_{el} + (n-1) \cdot (d_{el} + d_{iso})}^{R_i + d_{el} + (n-1) \cdot (d_{el} + d_{iso}) + d_{iso}} \frac{Q}{\varepsilon_r \cdot \varepsilon_0 \cdot H \cdot 2\pi \cdot \rho} d\rho \quad (3.36a)$$

$$\Delta U_n = \frac{Q}{\varepsilon_r \cdot \varepsilon_0 \cdot H \cdot 2\pi} \cdot \ln \left(\frac{R_i + d_{el} + (n-1) \cdot (d_{el} + d_{iso}) + d_{iso}}{R_i + d_{el} + (n-1) \cdot (d_{el} + d_{iso})} \right) \quad (3.36b)$$

Für $R_i + d_{el} + (n-1) \cdot (d_{el} + d_{iso}) \gg d_{iso}$ kann der logarithmische Ausdruck approximiert werden durch

$$\ln \left(1 + \frac{d_{iso}}{R_i + d_{el} + (n-1) \cdot (d_{el} + d_{iso})} \right) \approx \frac{d_{iso}}{R_i + d_{el} + (n-1) \cdot (d_{el} + d_{iso})}. \quad (3.37)$$

Die Teilkapazität pro Windung berechnet sich mit $\Delta C_n = \frac{Q}{\Delta U_n}$. Die Gesamtkapazität ergibt sich dann als Reihenschaltung der $N-1$ Teilkapazitäten zu

$$C = \frac{1}{\sum_{n=1}^{N-1} \frac{1}{\Delta C_n}} = \frac{1}{\sum_{n=1}^{N-1} \frac{d_{iso}}{\varepsilon_r \cdot \varepsilon_0 \cdot H \cdot 2\pi [R_i + d_{el} + (n-1) \cdot (d_{el} + d_{iso})]}}. \quad (3.38)$$

In [79] wird der idealisierte Fall für $H \rightarrow \infty$ und $d_{el} \rightarrow 0$ betrachtet, wobei die Zwischenschicht mit Vakuum gefüllt ist ($\varepsilon_r = 1$). Für ein unendliche Höhe H folgt, dass die Kapazität ebenfalls unendlich groß ist. Aus diesem Grund wird die flächenbezogene Kapazität C'' mit

$$C'' = \frac{\varepsilon_0}{(N-1) \cdot d_{iso}} \quad (3.39)$$

angegeben. Werden diese Bedingungen auf Gleichung 3.38 übertragen, ergibt sich

$$C = \frac{1}{\sum_{n=1}^{N-1} \frac{d_{\text{iso}}}{\varepsilon_0 \cdot H \cdot 2\pi [R_i + (n-1) \cdot d_{\text{iso}}]}} \stackrel{R_i \gg (n-1)d_{\text{iso}}}{=} \frac{1}{\sum_{n=1}^{N-1} \frac{d_{\text{iso}}}{\varepsilon_0 \cdot H \cdot 2\pi R_i}} \quad (3.40a)$$

$$C \approx \frac{\varepsilon_0 \cdot H \cdot 2\pi R_i}{(N-1) \cdot d_{\text{iso}}}. \quad (3.40b)$$

Damit folgt für die Kapazität pro Mantelfläche der Zylinderstruktur

$$C''' = \frac{C}{H \cdot 2\pi R_i} = \frac{\varepsilon_0}{(N-1) \cdot d_{\text{iso}}}, \quad (3.41)$$

was der in [79] angegebenen Berechnungsformel entspricht.

Induktivität

Für die Bestimmung der Induktivität gibt es verschiedene Ansätze. Hier soll die Berechnung über die magnetische Flussdichte erfolgen. Aus der magnetischen Flussdichte ergibt sich der magnetische Fluss mit

$$\Phi = \int_A \vec{B} \cdot d\vec{A}. \quad (3.42)$$

Umfasst die Leiterstruktur die Fläche A N -mal, wird der resultierende magnetische Fluss als verketteter Fluss bezeichnet. Die Induktivität ist dann proportional zum verketteten Fluss Ψ , welcher durch den Strom I erzeugt wird.

$$L = \frac{\Psi}{I} = \frac{N}{I} \cdot \int_A \vec{B} \cdot d\vec{A} \quad (3.43)$$

Diese Gleichung gilt für den Fall, dass in allen Windungen der gleiche Strom I fließt. Die magnetische Flussdichte kann für eine gegebene Stromverteilung mithilfe des Gesetzes von BIOT-SAVART bestimmt werden.

Definition der Stromdichte. Als erforderliche Bedingung muss zu Beginn der Folie, d. h. bei $\phi' = 0$ und am Ende der Folie, d. h. bei $\phi' = 2\pi N$ die Stromdichte Null sein, da kein Strom aus der Folie heraus-, bzw. in die Folie hineinfließen kann. Als Approximation erster Ordnung wird für die innerste und äußerste Windung

in ϕ' -Richtung eine linear ansteigende bzw. abfallende Stromstärke \vec{j} angenommen. Dieses Verhalten ist bedingt durch einen stetigen Zu- bzw. Abfluss des Stromes über die Kapazität zwischen den Windungen.

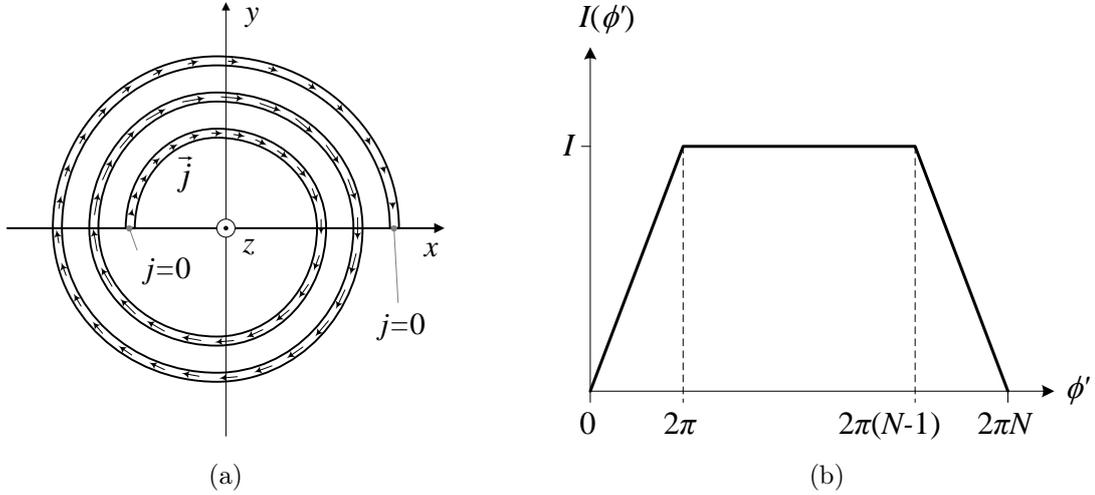


Abbildung 3.21: Approximierte Stromverteilung in der Swiss-Roll-Struktur: (a) Querschnittsansicht mit Stromverteilung. Die Länge der Pfeile gibt die Amplitude des Stromes an. (b) Stromverteilung in Abhängigkeit von ϕ' .

Zur Bestätigung dieser These wurde eine elektromagnetische Feldsimulation mittels openEMS durchgeführt³². Hierfür wurde eine Swiss-Roll-Struktur durch ein externes Magnetfeld angeregt und daraus die Stromverteilung entlang von ϕ' bestimmt. Die Ergebnisse decken sich mit der Annahme aus Abbildung 3.21(b) (vgl. Abschnitt A.3.1 im Anhang).

Für $R_i \gg (d_{el} + d_{iso})$ besitzt der Strom nur eine ϕ' -Abhängigkeit. Die Stromdichte kann dargestellt werden durch

$$\vec{j}(\phi') = \hat{j} \cdot \vec{e}_j \quad (3.44)$$

mit

$$\hat{j} = \frac{1}{H} \delta(\rho' - R(\phi')) \cdot \text{rect}\left(\frac{z}{H}\right) \cdot \begin{cases} I \cdot \frac{\phi'}{2\pi} & \text{für } \phi' < 2\pi \\ I & \text{für } 2\pi \leq \phi' \leq 2\pi(N-1) \\ I \cdot \left(1 - \frac{\phi' - 2\pi(N-1)}{2\pi}\right) & \text{für } \phi' > 2\pi(N-1) \end{cases} \quad (3.45)$$

³²Die Durchführung erfolgte in Kooperation mit Herrn Enrico Pannicke, MSc. (Institut für Medizintechnik / Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg).

und

$$\vec{e}_j = \begin{pmatrix} \sin \phi' \\ \cos \phi' \\ 0 \end{pmatrix}. \quad (3.46)$$

In obiger Gleichung beschreibt $R(\phi')$ des von ϕ' abhängigen Radius der Swiss-Roll-Struktur. Er ist gegeben durch

$$R(\phi') = R_i + \frac{d_{\text{el}} + d_{\text{iso}}}{2\pi} \phi'. \quad (3.47)$$

Berechnung der magnetischen Flussdichte mittels BIOT-SAVART. Mithilfe des Gesetzes von BIOT-SAVART kann die an der Stelle \vec{r} durch den am Ort \vec{r}' fließenden Strom erzeugte magnetische Flussdichte berechnet werden.

$$\vec{B}(\vec{r}) = \frac{\mu_0}{4\pi} \int_V \frac{\vec{j}(\vec{r}') \times (\vec{r} - \vec{r}')}{|\vec{r} - \vec{r}'|^3} dV' \quad (3.48)$$

Da der Strom über ϕ' nicht konstant ist, wird die Berechnung der magnetische Flussdichte für alle drei Leitersegmente³³ getrennt durchgeführt und mittels Superposition überlagert. Die Berechnung dafür ist im Anhang A.1 (Seite 171) zusammengefasst. Für

$R_i \gg (d_{\text{iso}} + d_{\text{el}}) \cdot N$ kann die trapezförmige Stromverteilung auch durch einen äquivalenten, über ϕ' konstanten Strom \tilde{I} approximiert werden. Im einfachsten Fall ist das der Mittelwert der Funktion $I(\phi')$.

$$\tilde{I} = \frac{1}{2\pi N} \int_0^{2\pi N} I(\phi') d\phi' \quad (3.49a)$$

$$= \frac{1}{2\pi N} \left[\int_0^{2\pi} I \cdot \frac{\phi'}{2\pi} d\phi' + \int_{2\pi}^{2\pi(N-1)} I d\phi' + \int_{2\pi(N-1)}^{2\pi N} I \cdot \left(1 - \frac{\phi' - 2\pi(N-1)}{2\pi}\right) d\phi' \right] \quad (3.49b)$$

$$= I \cdot \frac{N-1}{N} \quad (3.49c)$$

³³innerste Windung mit $0 \leq \phi' \leq 2\pi$, mittlere Windungen mit $2\pi \leq \phi' \leq 2\pi(N-1)$ und äußerste Windung mit $2\pi(N-1) \leq \phi' \leq 2\pi N$

Ein Äquivalent dazu stellt eine Spiralspule mit $N - 1$ Windungen und über ϕ' konstantem Stromfluss I dar. Damit vereinfacht sich der Ausdruck für die magnetische Flussdichte zu

$$\vec{B}(\vec{r}) = \frac{\mu_0}{4\pi} \cdot \frac{I}{H} \int_0^{2\pi(N-1)} \left[\begin{array}{c} R(\phi') \cdot \begin{pmatrix} \cos \phi' \\ -\sin \phi' \\ -\frac{(-R(\phi') - \rho \cos(\phi + \phi')) \cdot (z - \frac{H}{2})}{\rho^2 + [R(\phi')]^2 + 2\rho R(\phi') \cos(\phi + \phi')} \end{pmatrix} \\ \left[\rho^2 + [R(\phi')]^2 + 2\rho R(\phi') \cos(\phi + \phi') + \left(z - \frac{H}{2}\right)^2 \right]^{\frac{1}{2}} \end{array} \right. \\ \left. - \begin{array}{c} R(\phi') \cdot \begin{pmatrix} \cos \phi' \\ -\sin \phi' \\ -\frac{(-R(\phi') - \rho \cos(\phi + \phi')) \cdot (z + \frac{H}{2})}{\rho^2 + [R(\phi')]^2 + 2\rho R(\phi') \cos(\phi + \phi')} \end{pmatrix} \\ \left[\rho^2 + [R(\phi')]^2 + 2\rho R(\phi') \cos(\phi + \phi') + \left(z + \frac{H}{2}\right)^2 \right]^{\frac{1}{2}} \end{array} \right] d\phi'. \quad (3.50)$$

Zur Bestimmung der Induktivität L kann Gleichung (3.43) in modifizierter Form verwendet werden. Da die Amplitude des Stromes nicht in allen Windungen konstant ist (vgl. Abb. 3.21(b)), sondern in ϕ -Richtung eine Trapezfunktion aufweist, ist der verkettete Fluss Ψ nicht N -mal größer als der magnetische Fluss Φ . Das Äquivalent der Spiralspule mit $N - 1$ Windungen zeigt, dass der Faktor $N - 1$ hierbei für die Berechnung des verketteten Flusses verwendet werden muss. Damit folgt

$$L = \frac{N - 1}{I} \int_A \vec{B} \cdot d\vec{A}. \quad (3.51)$$

Für die Bestimmung des magnetischen Flusses Φ wird die magnetische Flussdichte im Zentrum der Swiss-Roll-Struktur, d. h. bei $z = 0$ betrachtet. In dieser Ebene besitzt die magnetische Flussdichte nur Feldkomponenten in z -Richtung. Der Ausdruck der z -Komponente der magnetischen Flussdichte aus Gleichung (3.50) vereinfacht

sich damit zu

$$B_z(x, y, 0) = \frac{\mu_0}{4\pi} \cdot \frac{I}{H} \int_0^{2\pi(N-1)} \frac{R(\phi') \cdot \frac{(-R(\phi') - \rho \cos(\phi + \phi')) \cdot H}{\rho^2 + [R(\phi')]^2 + 2\rho R(\phi') \cos(\phi + \phi')}}{\left[\rho^2 + [R(\phi')]^2 + 2\rho R(\phi') \cos(\phi + \phi') + \left(\frac{H'}{2}\right)^2 \right]^{\frac{1}{2}}} d\phi'. \quad (3.52)$$

Damit ergibt sich für L

$$L = \frac{N-1}{I} \cdot \int_0^{R_i} \int_0^{2\pi} B_z(x, y, 0) \rho d\phi d\rho \approx \frac{N}{I} \cdot \pi \cdot R_i^2 \cdot \overline{B_z}(\rho < R_i, \phi = 0 \dots 2\pi, z = 0). \quad (3.53)$$

In [79] wird eine unendlich lange Struktur, d. h. mit $H \rightarrow \infty$ betrachtet. Damit ist die magnetische Flussdichte im Inneren der Struktur homogen. Bei der Berechnung in Gleichung (3.53) kann folglich die gemittelte magnetische Flussdichte innerhalb der Struktur, d. h. bei $(\rho < R_i, \phi = 0 \dots 2\pi, z = 0)$, durch $B_z(\rho = 0, \phi = 0, z = 0)$ substituiert werden. Es ergibt sich damit für L

$$L \approx \frac{\mu_0 \pi R_i^2}{H} \cdot (N-1)^2. \quad (3.54)$$

Eine ausführliche Berechnung ist dem Anhang unter Abschnitt A.2 zu entnehmen. Damit folgt für die Resonanzfrequenz unter Verwendung der Gleichungen (3.40b) und (3.54)

$$f \approx \frac{1}{2\pi} \cdot \sqrt{\frac{d_{\text{iso}}}{2\pi^2 R_i^3 \mu_0 \varepsilon_0 \cdot (N-1)}}. \quad (3.55)$$

Im Vergleich dazu wird die Resonanzfrequenz in [79] mit

$$f = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{d_{\text{iso}}}{2\pi^2 R_a^3 \mu_0 \varepsilon_0 \cdot (N-1)}} \quad (3.56)$$

angegeben, wobei R_a der Außenradius der Struktur ist. Aufgrund der Annahme $R_i \gg (d_{\text{iso}} + d_{\text{el}}) \cdot N$ folgt, dass $R_i \approx R_a$ ist.

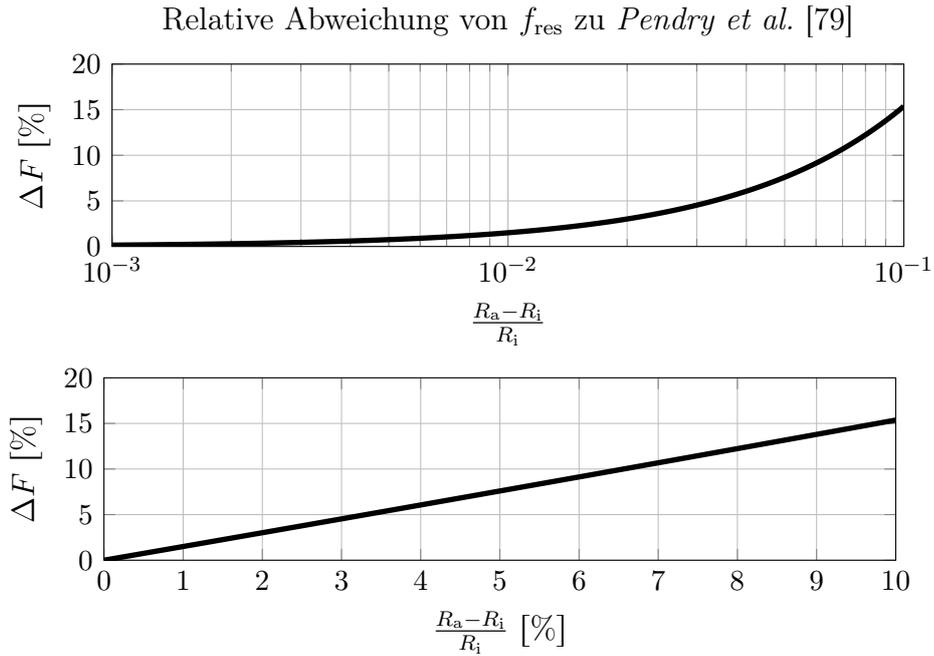


Abbildung 3.22: Relative Abweichung der berechneten Resonanzfrequenz für folgende geometrische Parameter der Swiss-Roll-Struktur: $d_{\text{el}} = 0$, $R_i = 11$ mm, $N = 10$, $\mu_r = 1$, $\varepsilon_r = 1$, $H \rightarrow \infty$. Die elektrisch isolierende Zwischenschicht d_{iso} ist abhängig von der Windungszahl und dem vorgegebenen Verhältnis des Innen- und Außenradius, wobei $\frac{R_a}{R_i} \in \mathbb{R} : 1.0001 \leq \frac{R_a}{R_i} \leq 1.1$ betrachtet wurde.

Abbildung 3.22 zeigt die relative Abweichung zwischen berechneter Resonanzfrequenz f_{res} aus Gleichung (3.55) und der Berechnungsformel aus [79]. Die Abweichung ist definiert durch $\Delta F = \frac{f_{\text{res}} - f_{\text{Pendry}}}{f_{\text{Pendry}}} \cdot 100$ %.

Die dargestellte Methode ermöglicht die Berechnung der Resonanzfrequenz bei Vorgabe der Geometrie- und Materialparameter. Hierbei ist zu beachten, dass die Permittivität für viele Materialien stark frequenzabhängig ist. Aus diesem Grund muss für die Berechnung der Resonanzfrequenz zunächst ein Startwert für ε_r bei einer bestimmten Frequenz gewählt werden. Mit diesem wird in einem ersten Iterationsschritt eine Resonanzfrequenz ermittelt. Im nächsten Iterationsschritt wird die Permittivität bei der berechneten Resonanzfrequenz eingesetzt. Nach mehreren Iterationen wird das Ergebnis gegen die richtige Lösung konvergieren. Für einen praktikableren Einsatz wäre es wünschenswert, die Resonanzfrequenz vorzugeben und die dafür notwendigen Material- und Geometrieparameter zu ermitteln. Da die Geometrieparameter stets einen Einfluss auf die Induktivität *und* Kapazität haben, ist dies nicht ohne weiteres möglich. Ein geeigneter Ansatz ist hierbei in einem automatisier-

baren Algorithmus zur Optimierung der Material- und/oder Geometrieparameter zu sehen.

Numerische Berechnung der Swiss-Roll-Struktur.

Gleichung 3.55 zur Berechnung der resultierenden Resonanzfrequenz gilt nur unter der Einschränkung von $H \rightarrow \infty$ und $d_{\text{el}} \rightarrow 0$. Zur Untersuchung der Swiss-Roll-Struktur mit realistischen Geometrieparametern wurde die Kapazität nach Gleichung 3.40b und die Induktivität nach Gleichung 3.53 unter Verwendung der magnetischen Flussdichte $B_z(x, y, 0)$ aus Gleichung 3.52 berechnet. Aus der Induktivität und Kapazität wurde die Resonanzfrequenz abhängig von der Höhe H ermittelt. Im folgenden werden drei Untersuchungen vorgestellt. Zum einen wurde die Berechnung anhand der Ergebnisse aus [79] mit idealisierten Parametern verifiziert. Im Anschluss erfolgt die Analyse des Einflusses der Permittivität sowie der Schichtdicke der isolierenden Zwischenschicht.

Untersuchung 1: Vergleich mit Berechnung aus [79]. Zum Abgleich der Berechnungen mit den Ergebnissen aus [79] wurde eine Swiss-Roll-Struktur mit den in Tabelle 3.3 zusammengefassten Parametern mittels MATLAB[®] simuliert.

Tabelle 3.3: Parameter für Untersuchung 1: Vergleich mit Berechnung aus [79]

Materialparameter	Geometrieparameter	
Umgebung: $\mu_r = 1, \varepsilon_r = 1$	Innenradius $R_i = 1 \text{ mm}$	Höhe $1 \text{ mm} \leq H \leq 50 \text{ mm}$
Isolationsschicht: $\varepsilon_r = 1$	Isolationsschicht: $d_{\text{iso}} = 1 \text{ }\mu\text{m}$	Windungszahl: $2 \leq N \leq 20$
	elektr. leitende Schicht: $d_{\text{el}} \rightarrow 0$	

Die Amplitude der magnetischen Flussdichte B_z innerhalb der Swiss-Roll-Struktur ist für $N = 2$ in Abbildung 3.23 dargestellt. Bei einer Höhe von $H = 1 \text{ mm}$ weist B_z im Inneren der Struktur eine starke Inhomogenität auf (vgl. Abb. 3.23(a)).

Aus der über die Kreisfläche gemittelten magnetischen Flussdichte wird die Induktivität bestimmt.

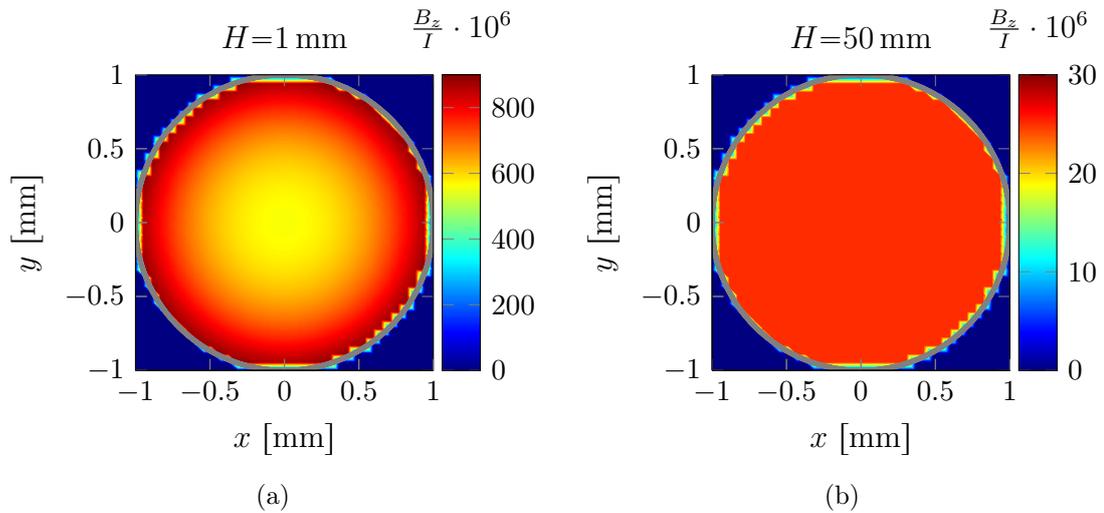


Abbildung 3.23: Simulierte magnetische Flussdichte B_z einer Swiss-Roll-Struktur nach den Parametern in Tabelle 3.3, wobei die Windungszahl $N = 2$ ist. (a) für $H = 1 \text{ mm}$ und (b) für $H = 50 \text{ mm}$.

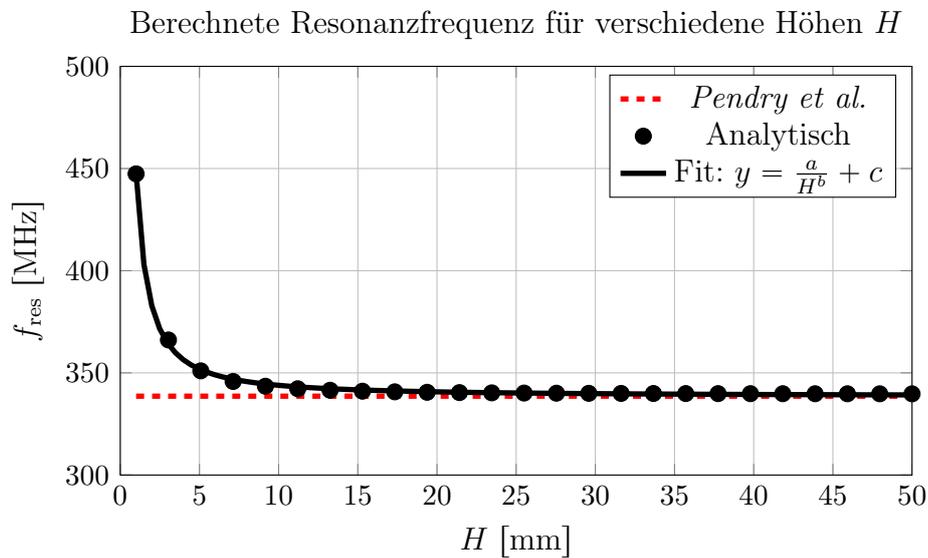


Abbildung 3.24: Berechnete Resonanzfrequenz der Swiss-Roll-Struktur abhängig von der Höhe H . Es zeigt sich, dass f_{res} invers proportional zur Höhe ist und gegen die Lösung von *Pendry et al.* [79] konvergiert, wobei in [79] von einer unendlich langen Struktur ausgegangen wird.

Die ermittelte Resonanzfrequenz in Abhängigkeit von der Höhe wurde gefittet mit

$$f_{\text{res}}(H) = \frac{a}{H^b} + c \quad (3.57)$$

Zum Vergleich mit [79] wird die Resonanzfrequenz für $H \rightarrow \infty$ bestimmt.

$$f_{\text{res}, H \rightarrow \infty} = \lim_{H \rightarrow \infty} f_{\text{res}}(H) = c \quad (3.58)$$

Die relative Abweichung zur Lösung aus [79] beträgt

$$\Delta F = \left| \frac{f_{\text{res}, H \rightarrow \infty} - f_{\text{Pendry}}}{f_{\text{Pendry}}} \right| \cdot 100 \% \quad (3.59)$$

Tabelle A.2 (Anhang, Seite 179) stellt die relative Abweichung der berechneten Resonanzfrequenz zur Lösung nach *Pendry et al.* dar. Es zeigt sich, dass beide Lösungen sehr gut übereinstimmen. Mit zunehmendem Radiuszuwachs nimmt der Fehler zu und beträgt bei 20 Windungen lediglich ca. 2%. Der lineare Zusammenhang zwischen dem Radiuszuwachs und der Abweichung beider Lösungen wird in Abbildung 3.25 deutlicher.

Untersuchung 1: resultierende Abweichung ΔF zu *Pendry et al.* [79]

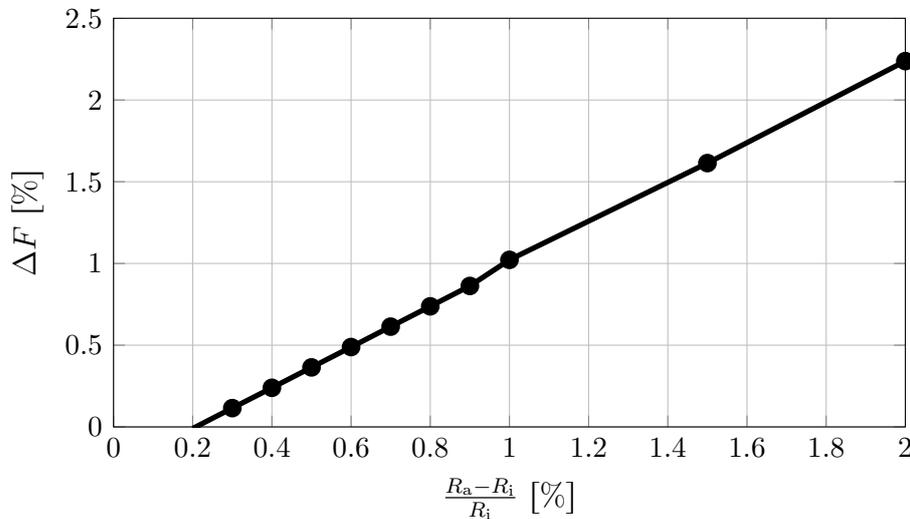


Abbildung 3.25: Untersuchung 1: resultierende Abweichung ΔF zu der Lösung von *Pendry et al.* [79]. Es zeigt sich, dass die Abweichung linear mit dem Radiuszuwachs ansteigt.

Untersuchung 2: Einfluss der relativen Permittivität der dielektrischen Zwischenschicht. In [79] wurde der Einfluss der Permittivität der isolierenden

3.3. Konstruktionsvarianten

Lage nicht berücksichtigt. Vielmehr wurde hier von Vakuum mit $\varepsilon_r = 1$ ausgegangen. Aus diesem Grund zielt Untersuchung 2 darauf ab, den Einfluss der Permittivität auf die Resonanzfrequenz der Swiss-Roll-Struktur zu bestimmen. Tabelle 3.4 fasst die Geometrie- und Materialparameter der simulierten Swiss-Roll-Struktur zusammen. Bei den gewählten Schichtdicken und zwei Windungen entspricht der Radiuszuwachs 0,44 %.

Tabelle 3.4: Parameter für Untersuchung 2: Einfluss der Permittivität

Materialparameter	Geometrieparameter	
Umgebung: $\mu_r = 1, \varepsilon_r = 1$	Innenradius $R_i = 5 \text{ mm}$	Höhe 10 mm
Isolationsschicht: $1 \leq \varepsilon_r \leq 25$	Isolationsschicht: $d_{\text{iso}} = 1 \mu\text{m}$	Windungszahl: 2
	elektr. leitende Schicht: $d_{\text{el}} = 10 \mu\text{m}$	

Das Ergebnis der Berechnung ist in Abbildung 3.26 dargestellt. Wie zu erwarten ist, sinkt die Resonanzfrequenz mit zunehmender Permittivität der isolierenden Zwischenschicht, da die Kapazität ansteigt.

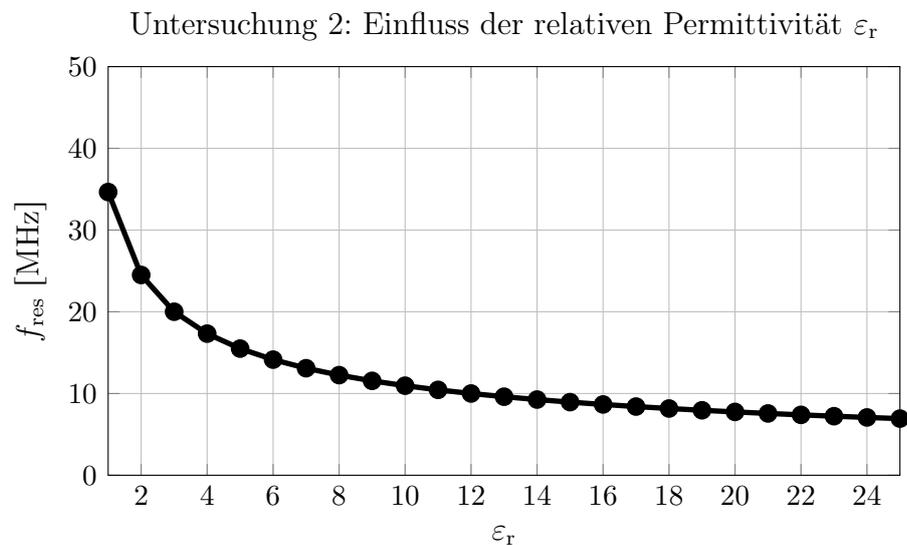


Abbildung 3.26: Untersuchung 2: Berechnete Resonanzfrequenz in Abhängigkeit von der relativen Permittivität der isolierenden Zwischenschicht. Mit zunehmender Permittivität steigt auch die Kapazität an, wodurch in der Folge die Resonanzfrequenz sinkt.

Untersuchung 3: Einfluss der Schichtdicke der dielektrischen Schicht. In einer weiteren Simulation wurde der Einfluss der Schichtdicke der Isolationsschicht

3.3. Konstruktionsvarianten

auf die Resonanzfrequenz untersucht. Tabelle 3.5 fasst dafür die Geometrie- und Materialparameter zusammen.

Tabelle 3.5: Parameter für Untersuchung 3: Einfluss der Schichtdicke der Isolationsschicht

Materialparameter	Geometrieparameter	
Umgebung: $\mu_r = 1, \varepsilon_r = 1$	Innenradius $R_i = 5 \text{ mm}$	Höhe 5 mm
Isolationsschicht: $\varepsilon_r = 1$	Isolationsschicht: $10 \text{ nm} \leq d_{\text{iso}} \leq 100 \text{ nm}$	Windungszahl: 2
	elektr. leitende Schicht: $d_{\text{el}} = 10 \mu\text{m}$	

Aus Abbildung 3.27 wird ersichtlich, dass die Resonanzfrequenz – wie zu erwarten – mit zunehmender Schichtdicke d_{iso} ansteigt, da die Kapazität sinkt.

Untersuchung 3: Einfluss der Schichtdicke d_{iso} der Isolationsschicht

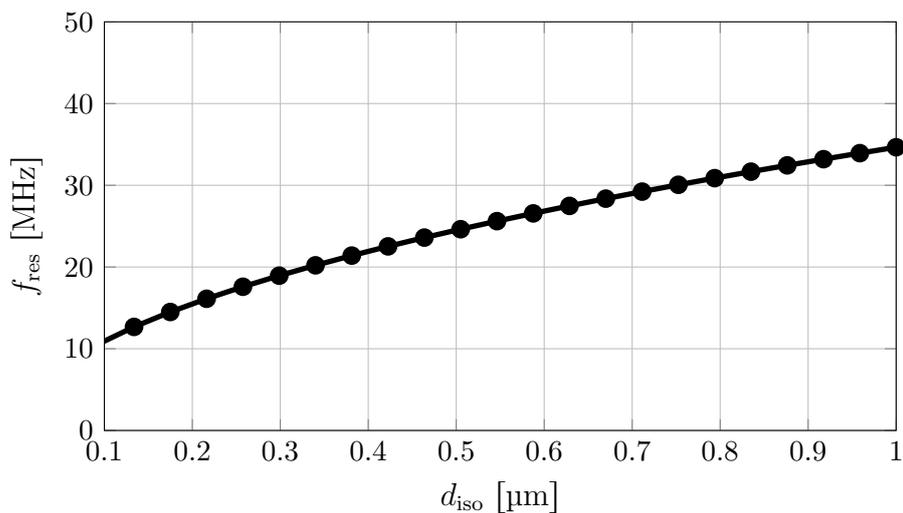


Abbildung 3.27: Untersuchung 3: Berechnete Resonanzfrequenz in Abhängigkeit von der Schichtdicke der isolierenden Zwischenschicht. Mit zunehmender Schichtdicke sinkt auch die Kapazität an, wodurch in der Folge die Resonanzfrequenz steigt.

4 Designprozess von Resonanzmarkern

Resonanzmarker müssen als Medizinprodukt nach den entsprechenden Richtlinien entwickelt werden (vgl. Abb. 4.1). Die Produktidee ist in jedem Fall die hyperintense Markierung bestimmter Areale im MR-Bild mittels auf die LARMORfrequenz abgestimmter Resonanzschwingkreise. Die Zweckbestimmung hängt hingegen von dem jeweiligen Anwendungsszenario ab. Zwischen miniaturisierten dreidimensionalen Resonanzmarkern integriert in Instrumente und größeren planaren Modellen als Landmarken zur Schichtlegung liegen noch zahlreiche weitere Verwendungsarten und Konstruktionen. Für jede dieser Varianten muss die Klassifizierung nach der Richtlinie 93/42/EWG [82, Anhang IX.] in die entsprechende Medizinproduktklasse getrennt erfolgen. Diese Klassifizierung enthält vier Produktklassen: I, IIa, IIb und III, wobei III die strengste Klasse darstellt. Bei dieser Klassifizierung sind primär „Verletzbarkeit des menschlichen Körpers und [...] die potentiellen Risiken im Zusammenhang mit der technischen Auslegung der Produkte und mit ihrer Herstellung“ maßgebend [82]. Entscheidend hierfür ist die Dauer der Anwendung³⁴, die Invasivität³⁵ und Art³⁶ des Produktes sowie der Anwendungsort³⁷. Eine Übersicht der Regeln zur Klassifizierung in die Produktklassen ist Tabelle A.3 im Anhang auf Seite 180 zu entnehmen.

Die forschungsgetriebene Technologieentwicklung für medizinische Produkte lässt sich in vier Phasen unterteilen:

1. Planungsphase
2. Realisierungsphase

³⁴vorübergehend, kurzzeitig, langfristig

³⁵nicht-invasiv, invasiv (durch Körperoberfläche oder natürliche Körperöffnungen), chirurgisch-invasiv, implantierbar

³⁶z. B. aktives (therapeutisches/diagnostisches) Medizinprodukt

³⁷z. B. Haut, Organe, zentrales Kreislaufsystem, zentrales Nervensystem

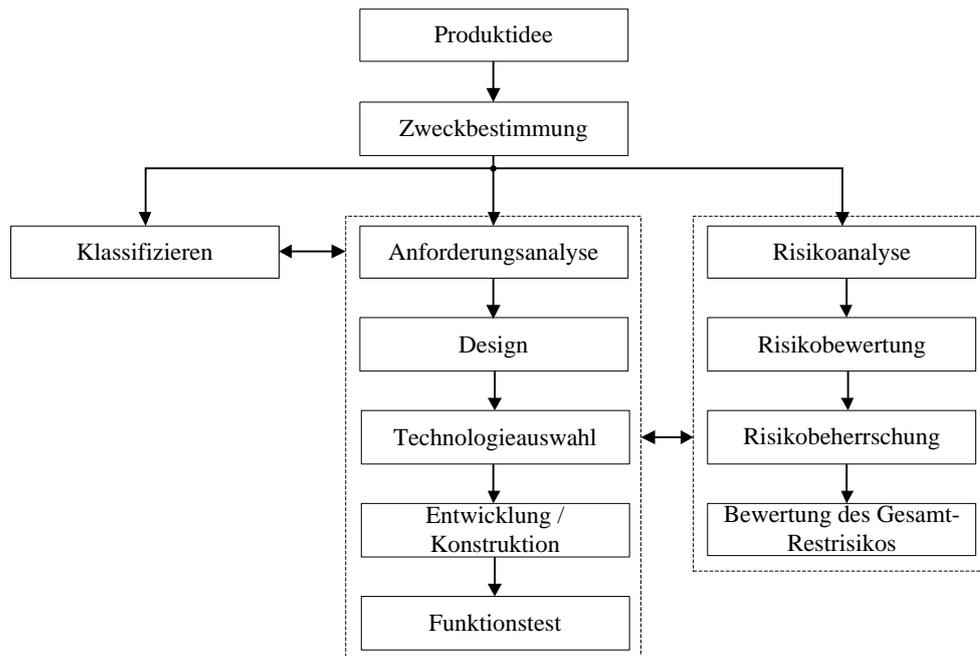


Abbildung 4.1: Richtlinienkonforme Entwicklung von Resonanzmarkern (abgewandelt nach [83]).

3. Evaluationsphase

4. Analysephase

Planungsphase Ausgehend vom Anwendungsszenario werden die obligatorischen und fakultativen Anforderungen an den Resonanzmarker definiert. Parallel dazu werden auch geeignete Bewertungs- bzw. Messmethoden festgelegt. Daraus wird anschließend mithilfe von analytischen Berechnungen und / oder Simulationen das Design des Resonanzmarkers abgeleitet. Davon abhängig ist dann die Auswahl einer geeigneten Fertigungstechnologie.

Realisierungsphase Mithilfe der ausgewählten Technologien können dann einzelne Komponenten (z. B. die Spule) oder die Gesamtkonstruktion gefertigt werden.

Evaluationsphase Anschließend werden die gefertigten Testobjekte hinsichtlich der in der Planungsphase definierten Testverfahren untersucht.

Analysephase Ausgehend von den Experimenten in der Evaluationsphase wird der Erfüllungsgrad der Anforderungen bestimmt. Dabei müssen die obligatorischen Anforderungen in jedem Fall erfüllt sein. Ist dies nicht der Fall, werden geeignete Gegenmaßnahmen definiert und der Entwicklungszyklus startet erneut mit der Planungsphase.

Parallel zur Entwicklung des Prototypens erfolgt das Risikomanagement [83]. Im Rahmen der Risikoanalyse werden die Merkmale des Produktes sowie bekannte bzw. vorhersehbare Gefährdungen, welche durch das Medizinprodukt hervorgerufen werden können, identifiziert. Für diese Gefährdungen muss jeweils eine Risikoabschätzung erfolgen. Hierfür muss die Wahrscheinlichkeit für das Eintreten einer Risikosituation, sowie der Schweregrad des möglichen Schadens qualitativ oder quantitativ analysiert werden. Für jede Gefährdungssituation muss anschließend anhand von vordefinierten Kriterien entschieden werden, ob eine Risikominderung erforderlich ist (Risikobewertung). Falls dies der Fall ist, müssen geeignete Maßnahmen zur Risikobeherrschung identifiziert werden. Für jede Gegenmaßnahme muss das dabei resultierende Restrisiko bewertet sowie potentielle neue Gefährdungssituationen ermittelt werden. Wenn das Gesamtrisiko akzeptabel bzw. die Risiko-Nutzen-Analyse positiv ist, kann der Risikomanagementbericht erstellt werden.

Die vorliegende Arbeit fokussiert die Technologieentwicklung für Resonanzmarker mit dem Ziel einer Machbarkeitsanalyse. Aus diesem Grund wird das Risikomanagement nicht in die weiteren Überlegungen einbezogen.

4.1 Definition der Anforderungen

Für die Erstellung einer Anforderungsliste für Resonanzmarker empfiehlt es sich, mithilfe einer Leitlinie für die Produktentwicklung zu arbeiten. In [84] ist dafür eine Hauptmerkmalsliste zusammengefasst. Im Folgenden werden diese Hauptmerkmale mit Hinblick auf das Resonanzmarker-Design näher beschrieben.

Gebrauch Die Anforderungen hinsichtlich der Biokompatibilität sowie Sterilisierbarkeit des Resonanzmarkers sind maßgeblich vom Einsatzort abhängig. Bei der Verwendung innerhalb des Patienten beträgt die Verweildauer weniger als 24 Stunden. Aus diesem Grund müssen die Materialien, welche direkt mit Blut oder Gewebe in

Kontakt kommen, biotolerant sein. Zum Aufbau der elektrischen Struktur werden meist Materialien eingesetzt, welche diese Anforderungen nicht erfüllen. Die Biokompatibilität und Sterilisierbarkeit kann in diesem Fall durch eine Einhausung der Markerstruktur mit einer geeigneten Beschichtung (z. B. Parylene) erzielt werden. Werden die Resonanzmarker außerhalb des Patienten, aber im sterilen Bereich eingesetzt, ist nur die Sterilisierbarkeit der Struktur erforderlich. Ein Beispiel dafür ist die Visualisierung einer Punktionsnadel mithilfe einer mit Kontrastmittel gefüllten Nadelhülse, an welcher Resonanzmarker angebracht sind [85]. Die geringsten Anforderungen sind an eine Verwendung in einer unsterilen Umgebung, beispielsweise als Landmarke an der Patientenoberfläche [37], zu stellen.

Neben diesen Anforderungen beeinflusst auch die Art der Intervention das Design des Resonanzmarkers. Die wesentlichen Einflussfaktoren sind hierbei die Orientierung des Instrumentes relativ zum \vec{B}_0 -Feld, sowie die elektrischen Eigenschaften (elektrische Leitfähigkeit κ , relative Permittivität ϵ_r , relative Permeabilität μ_r) des umliegenden Gewebes. Zur optimalen Funktionserfüllung des Resonanzmarkers ist eine maximale Einkopplung des hochfrequenten \vec{B}_1 -Feldes erforderlich. Je nach Orientierung des Instrumentes muss das Spulendesign entsprechend angepasst werden. Für zylindrische Instrumente wie Katheter oder keramische Knochenbohrer eignen sich bei einer Instrumentenorientierung parallel zum \vec{B}_0 -Feld vor allem Leiterschleifen (Abb. 4.2(a)), Spiralspulen (Abb. 4.2(b)) und Sattelspulen (Abb. 4.2(c)). Bei einer Orientierung senkrecht zum statischen Magnetfeld erweisen sich Zylinderspulen (Abb. 4.2(d)) oder die Swiss-Roll-Struktur mit intrinsischer Kapazität (Abb. 4.2(e)) als vorteilhaft.

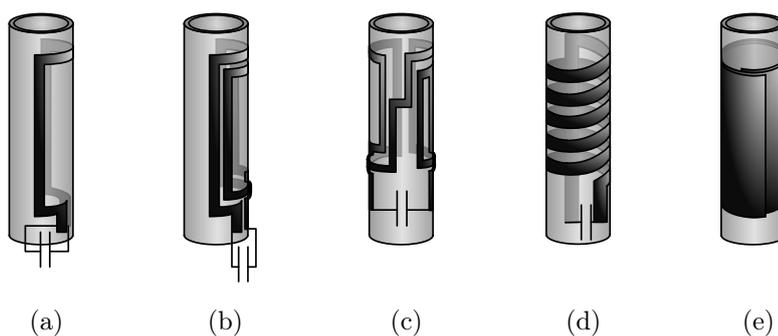


Abbildung 4.2: Auswahl möglicher Spulendesigns auf einem zylinderförmigem Träger: Zylinderspule (a), Leiterschleife (b), Spiralspule mit rechteckiger Spulenfläche (c), Sattelspule mit rechteckiger Spulenfläche (d), Swiss-Roll-Struktur mit intrinsischer Kapazität (e)³⁹

³⁹Die Abbildung wurde ähnlicher Art in [86] publiziert (siehe Publikationsverzeichnis).

4.1. Definition der Anforderungen

Abbildung 4.3 fasst die optimalen Spulendesigns für verschiedene Instrumentenorientierungen im horizontalen (Abb. 4.3(a)) und vertikalen (Abb. 4.3(b)) \vec{B}_0 -Feld zusammen.

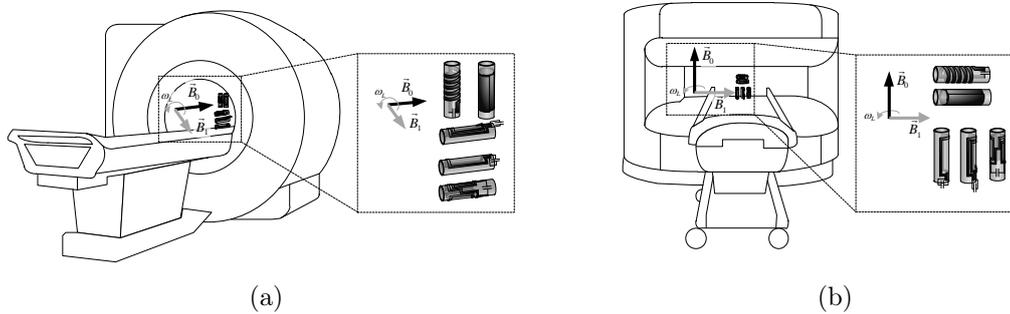


Abbildung 4.3: Optimale Spulendesigns für geschlossene MR-Scanner mit horizontalem \vec{B}_0 -Feld (a) und offene MR-Scanner mit vertikalem \vec{B}_0 -Feld (b)⁴¹

Stoff Die verwendeten Materialien müssen neben den Bedingungen der MR-Sicherheit und MR-Kompatibilität (vgl. Abschnitt 2.1.5), auch entsprechende elektrische Eigenschaften aufweisen, um eine Funktionserfüllung des Resonanzmarkers zu gewährleisten. Wesentliche Parameter sind hierbei die elektrische Leitfähigkeit κ der verwendeten Materialien, sowie die relative Permittivität ε_r der dielektrischen Zwischenschicht. Während die Leitfähigkeit den Gütefaktor des Schwingkreises maßgeblich beeinflusst, bestimmt die Permittivität die Baugröße des Kondensators. Für eine Miniaturisierung des gesamten Resonanzmarkers ist es somit wünschenswert, eine Zwischenschicht mit einer möglichst hohen Permittivität aufzubauen.

Energie Die komplexe Umgebung des Resonanzmarkers enthält verschiedene Energieformen. Die wesentlichen Formen sind hierbei: magnetisch, elektrisch und thermisch. Bei der Verwendung von MR-sicheren Materialien ist eine Wechselwirkung mit dem statischen \vec{B}_0 -Feld in Form von magnetisch induzierten Anziehungskräften ausgeschlossen. Durch die Induktion des hochfrequenten \vec{B}_1 -Feldes kann es jedoch zu HF-induziertem Erhitzen kommen [87]. *Niwa et al.* demonstrierten den Erhitzungseffekt eines implantierbaren Resonanzschwingkreises mit Zylinderspule ($N = 6$, $R = 6$ mm, $L = 2,07$ μ H) und SMD⁴²-Kondensator ($C = 3,0$ pF). Durch Anregung mittels einer MR-Sequenz erhitze sich der Schwingkreis innerhalb von 300 s um 12,6 K. Hierbei ist zu beachten, dass die Messung nicht in einem Phantom mit

⁴¹Die Abbildung wurde ähnlicher Art in [86] publiziert (siehe Publikationsverzeichnis).

⁴²Surface Mounted Device (oberflächenmontiertes Bauelement)

gewebeähnlichen Eigenschaften, sondern in Luft durchgeführt wurde. Daher können die Ergebnisse nicht direkt übertragen werden.

Signal Aus der Funktionsweise des Resonanzmarkers folgt dessen Signalverhalten. Eingangssignal ist hierbei das einfallende \vec{B}_1 -Feld des Anregungspulses und Ausgangssignal die lokal verstärkte magnetische Flussdichte welche sich mit dem Eingangssignal überlagert. In dessen Folge erscheint der Resonanzmarker im MR-Bild als hyperintenses Signal mit positivem Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis.

Geometrie Die geometrischen Anforderungen beinhalten zum einen Angaben über das auszustattende Instrument sowie über die Maximalmaße des Resonanzmarkers selbst. Das Aufbringen des Markers auf dem Instrument führt zu einer Vergrößerung der Instrumentenmaße, welche innerhalb der vorgegebenen Grenzen liegen muss. Des Weiteren muss vorab definiert werden, wie viele Marker aufgebracht werden müssen und an welchen Stellen dies geschehen soll (z. B. 1 cm vor dem distalen Ende des Katheters).

Elektrik / Elektronik Zur Funktionserfüllung der Resonanzmarker ist es erforderlich, dass diese auf die LARMORfrequenz des jeweiligen MR-Scanners abgestimmt werden. Um dies zu erreichen, müssen das Kondensator- und Spulendesign hinsichtlich der erzielbaren Induktivität und Kapazität pro Fläche optimiert werden. Der zu erzielende Gütefaktor hängt von dem Einsatzort des Markers sowie von den Parametern der MR-Sequenz maßgeblich ab. Die Dimensionierung des Resonanzmarkers richtet sich danach, ob die anzuregenden Spins in der Umgebung des Resonanzmarkers ortsgebunden (z. B. im Gewebe) oder beweglich sind (z. B. im Blutgefäß). Bei Verwendung innerhalb von Blutgefäßen regt das Magnetfeld des Markers die Spins des vorbei strömenden Blutes an. Aufgrund der Bewegung des Blutes, befinden sich die angeregten Spins bei der Generierung des Echosignals nicht mehr an dem gleichen Ort, sondern sind vielmehr entlang des Blutgefäßes verteilt. Ein Resonanzschwingkreis mit zu niedrigem Gütefaktor erzeugt nicht die erwünschte lokale Erhöhung der Signalintensität. Folglich ist es für die Visualisierung von intravaskulären Instrumenten erforderlich, dass mehr Spins angeregt werden, um den gleichen Kontrast wie in fixem Gewebe zu erzeugen. Eine hohe Güte geht jedoch mit einer schmalen Bandbreite einher. Infolgedessen muss die Resonanzfrequenzabstimmung entsprechend genau erfolgen. Da der Signalanhebungseffekt von den Sequenzpara-

metern (u. a. Flipwinkel α , Echozeit T_E , Repetitionszeit T_R) abhängt, muss der zu erzielende Gütefaktor empirisch bestimmt werden. Darüber hinaus muss eine elektrische Isolierung zur Umgebung des Resonanzmarkers gewährleistet sein.

Zur Erzeugung der notwendigen Kapazität auf zylinderförmigen Instrumenten eignen sich neben Zylinderkondensatoren auch aufgewickelte Plattenkondensatoren. Des Weiteren können MR-kompatible SMD-Kondensatoren zum Einsatz kommen. Diese müssen jedoch mithilfe von Technologien der Aufbau- und Verbindungstechnik elektrisch mit der Spule kontaktiert werden. Das Spulen- und Kondensatordesign in Verbindung mit dem Instrumentenmaterial schränkt die Auswahl an geeigneten Technologien zur Fertigung der Komponenten ein.

Mechanik Die mechanischen Anforderungen an das Resonanzmarker-Design hängen maßgeblich vom Instrument selbst ab. Die Ausstattung von rigiden Instrumenten, wie z. B. keramischen Knochenbohrern, mit Resonanzmarkern führt zu keiner signifikanten Veränderung der mechanischen Parameter. Bei flexiblen Instrumenten wie polymeren Kathetern ist die Änderung der Steifigkeiten (Dehnsteifigkeit, Biegesteifigkeit und Torsionsteifigkeit) im Bereich der additiv aufgetragenen Markerstruktur nicht mehr vernachlässigbar. Hier müssen Toleranzbereiche, insbesondere zu den maximal zulässigen Maßen sowie zur Elastizität der Werkstoffe, vorgegeben werden. Dies schränkt vor allem die Auswahl an anwendbaren Materialien und Fertigungsverfahren ein.

4.2 Fertigungsverfahren

Im folgenden Abschnitt werden für die Resonanzmarkerherstellung geeignete Fertigungsverfahren vorgestellt. Dabei wird in die Herstellung von Resonanzschwingkreisen aus diskreten Elementen (vgl. Abschnitt 3.3.1) und aus selbstresonanten Strukturen (vgl. Abschnitt 3.3.2) unterschieden. Der Aufbau von diskreten Elementen erfordert die Fertigung einer Induktivität, sowie einer Kapazität. Im Rahmen dieser Dissertation wurden hierbei im Wesentlichen vier Fertigungsverfahren analysiert und hinsichtlich ihrer Eignung bewertet und gegenübergestellt. Dabei handelt es sich um die Drahtwickeltechnik, das Aerosol-Depositionstechnologie, die Heißprägetechnik sowie die Dickschichttechnologie. Im Gegensatz dazu erfordert die Realisierung mittels selbstresonanter Strukturen die Herstellung einer geeigneten mehrlagigen

Folie, welche spiral aufgewickelt wird. Hierzu wurde anodische Oxidation von Aluminiumfolien näher untersucht.

Im Rahmen dieser Dissertation wird nur auf die technische Realisierung der Resonanzmarker eingegangen. Im Anschluss an alle Prozesse muss eine entsprechende biokompatible und sterilisierbare Versiegelung erfolgen, um die oben genannten biologischen Anforderungen zu erfüllen. Dies kann beispielsweise mittels CVD⁴³, Schmelztauchbeschichtung oder Plasmapolymersation realisiert werden [88]. Diese Standardprozesse wurden im Rahmen der Dissertation nicht näher untersucht.

4.2.1 Drahtwickeltechnik

Die Drahtwickeltechnik stellt die einfachste Fertigungstechnologie dar und eignet sich zu Herstellung von Funktionsdemonstratoren. Dabei wird ein lackisolierter Draht in die entsprechende Form der Spule gebracht (vgl. Abb. 4.4(a)). Für die grobe Frequenzabstimmung werden ein oder mehrere Kondensatoren an die Enden der Spule angelötet (vgl. Abb. 4.4(b)). Eine Feinabstimmung kann im Anschluss durch Variation der Spulengeometrie erfolgen (vgl. Abb. 4.4(c)).

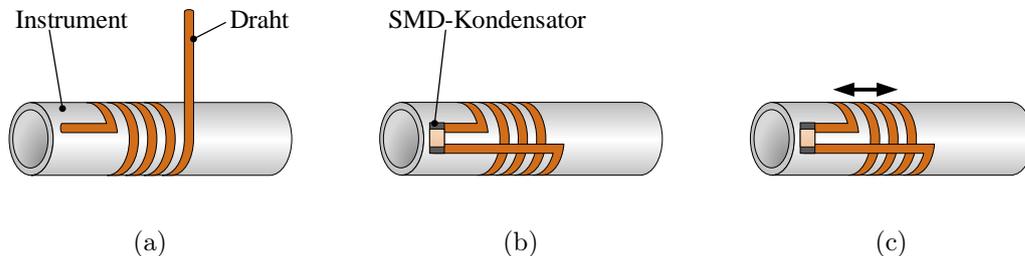


Abbildung 4.4: Prozessschritte Drahtwickeltechnik: (a) Fertigung der Spule, (b) Grob-Abstimmung mit SMD-Kondensator und (c) anschließende Fein-Abstimmung durch Variation der Spulengeometrie

Diese Fertigungstechnologie wurde für die Realisierung von Resonanzmarkern bereits in zahlreichen Studien eingesetzt (vgl. Tabelle 4.1). Der wesentliche Vorteil dieser Methode ist die einfache Fertigung von dreidimensionalen Strukturen. Zudem ist die mechanische Stabilität der gefertigten Spulen aufgrund der Materialeigenschaften der verwendeten Drähte sehr hoch. Besonders bei Kleinstserien überwiegt der Einfluss der niedrigen Materialkosten gegenüber den aufgrund der Handarbeit

⁴³Chemical Vapor Deposition (chemische Gasphasenabscheidung)

Tabelle 4.1: Übersicht ausgewählter Studien zu Resonanzmarkern gefertigt mittels Drahtwickeltechnik

Studie		Spule			Instrument			Frequenz
Autor	Jahr	Form	N	ℓ [mm]	d_{Draht} [mm]	Art	D [mm]	f_{res} [MHz]
<i>Burl et al.</i> [35]	1996	2 Zylinderspulen in 90°	12	n.a.	0,20	Glaskugel	3,5	21,5
<i>Coutts et al.</i> [89]	1998	Zylinderspule	8	3	0,35	Kunststoffträger	1,9	21,5
<i>Kuehne et al.</i> [90]	2003	2 Zylinderspulen in 45°	8	5	0,21	Katheter	2,3...2,6	21,5
<i>Quick et al.</i> [91]	2004	Leiterschleife	1	100	n.A.	Katheter	2	63,8
<i>Hegde et al.</i> [92]	2006	2 Zylinderspulen in 45°	5	2,56	0,122	Katheter	1,67	63,8
<i>Busse et al.</i> [93]	2007	Zylinderspule	4	2	0,3	Kunststoffröhrchen	3	63,8
<i>Çelik et al.</i> [37]	2012	Leiterschleife	1	100	0,4	Katheter	2	123,23
<i>Neumann et al.</i> [85]	2013	Zylinderspule	6 ¹	4	0,4 ¹	Kunststoffröhrchen	7,5	63,8
<i>Eldirdiri et al.</i> [38]	2014	Leiterschleife	1	20	0,2	Katheter	1,67	127,7
<i>Thorne et al.</i> [94]	2014	45° Doppelhelix	n.a.	8	0,16	Katheter	1,69	127,7
<i>Rube et al.</i> [40]	2014	rechteckige Spiralspule	3	15	0,2	Katheter	1,67	63,8

¹ Angabe aus der Dissertation [36]

höheren Fertigungskosten. Die geringe Reproduzierbarkeit erlaubt jedoch keine Massenfertigung. Ein weiterer Nachteil ist der ungleichmäßige Durchmesserzuwachs bei Verwendung von SMD-Kondensatoren. Aufgrund des schlechteren Formfaktors lassen sich Instrumente wie intravaskuläre Katheter nur unzureichend steuern. Des Weiteren müssen nicht-magnetische Bauelemente verwendet werden, da sonst unerwünschte Suszeptibilitätsartefakte die Folge sind. In Tabelle A.4 (Seite 183) ist eine Auswahl an verfügbaren nicht-magnetischen SMD-Kondensatoren aufgelistet. Die Übersicht beschränkt sich auf Gehäusegrößen von maximal 0603.

Eine Optimierung des Formfaktors kann mithilfe von mikrosystemtechnischen Fertigungstechnologien erzielt werden. In [94] wurde beispielsweise eine mehrlagige kaschierte Kupferfolie als aufgerollter Plattenkondensator verwendet. Dieser bestand aus einer 25,4 μm dicken Polyimid-Schicht und zwei 12,7 μm dicken Kupferlagen.

4.2.2 Aerosol-Depositionstechnologie

Die Aerosol-Depositionstechnologie erlaubt die Herstellung von metallischen Strukturen auf den Außenflächen von beliebig geformten dreidimensionalen Objekten. Im ersten Schritt wird das Objekt gereinigt und gegebenenfalls vorbearbeitet. Anschließend erfolgt der Auftrag einer Startschicht in Form eines Aerosols [95]. Die sogenannte katalytische Nanotinte ist eine Suspension bestehend aus einem Palladiumkatalysator, organischen Lösungsmitteln und Additiven [96]. Aus dieser wird pneumatisch oder über Ultraschall ein Aerosol erzeugt [96]. Das so erzeugte Aerosol wird dann in eine Düse geleitet und durch seitliche Gaseinströmungen fokussiert (vgl. Abb. 4.5(b)). Durch translatorische Bewegung der Düse und Rotation des Objektes können beliebige Geometrien realisiert werden. Die aufgetragene Nanotinte wirkt als Startschicht für den anschließenden stromlosen chemischen Metallisierungsprozess [95]. Mit dieser ersten Lage wird die innere Kondensatorelektrode sowie der Rückpfad hergestellt (vgl. Abb. 4.5(c)). Anschließend erfolgt der Auftrag einer dielektrischen Zwischenschicht, beispielsweise in Form eines Lackes oder eines Mikroschrumpfschlauches (vgl. Abb. 4.5(d)). Zur Herstellung der Spule und der äußeren Kondensatorelektrode werden die o.g. Schritte entsprechend wiederholt (vgl. Abb. 4.5(e)-4.5(f)).

Von Vorteil ist bei dieser Herstellungsvariante vor allem die flexible Definition der Leiterbahngeometrie. Diese Technologie kann ebenso auf verschiedenste Instrumentengeometrien und -materialien übertragen werden. Dabei ist jedoch zu beachten,

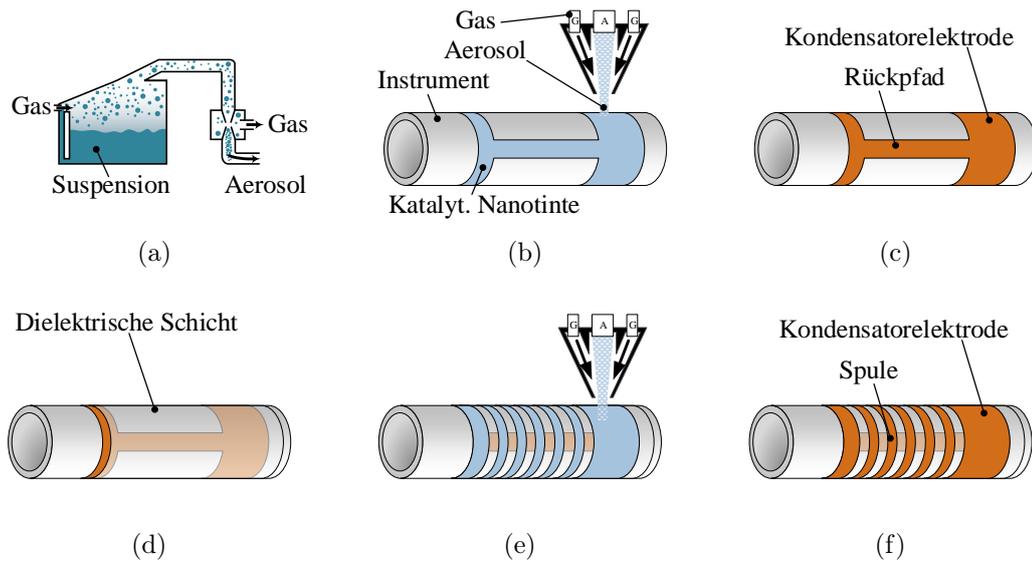


Abbildung 4.5: Prozessschritte Aerosol-Depositionstechnologie: (a) Erzeugung des Aerosols (nach [95]), (b) Auftrag der inneren Schicht der katalytischen Nanotinte, (c) chemische Metallisierung, (d) Auftrag einer dielektrischen Zwischenschicht, (e) Auftrag der äußeren Schicht der katalytischen Nanotinte, (f) chemische Metallisierung

dass die Haftfestigkeit der abgeschiedenen Metallschicht maßgeblich von der Oberflächenstruktur abhängig ist.

4.2.3 Heißprägetechnik

Primär wird diese Technologie zur Oberflächenstrukturierung von zweidimensionalen Substraten eingesetzt [97]. Eine Realisierung von Leiterbahnen mithilfe der Heißprägetechnik ist ebenfalls möglich [97]. Die in [97] beschriebene Vorgehensweise kann auch auf dreidimensionale Instrumente aus thermoplastischen Kunststoffen übertragen werden. Aufgrund der vorherrschenden Kraftwirkungsrichtung ist hierbei jedoch nur eine Realisierung von Prägewinkeln bis maximal 45° möglich.

Zum Heißprägen auf zylindrischen Instrumenten wird im ersten Schritt eine Metallfolie auf das Instrument gelegt oder auflaminiert. Zur Stabilisierung wird ein Prägekern in das Katheterlumen geschoben (vgl. Abb. 4.6(a)). Der Katheter wird in einer Halterung fixiert. Der Prägestempel besteht zumeist aus einem Metall und besitzt ein Negativabbild der Leiterbahnen. Dieses kann beispielsweise durch Mikro-

fräsen, Mikro-EDM⁴⁴, Laserablation oder ECF⁴⁵ übertragen werden [98]. Darüber hinaus werden auch Siliziumstempel eingesetzt, welche mithilfe eines anisotropen Nassätzprozesses strukturiert werden [99]. Vor dem Heißprägen wird der Prägestempel auf etwa 20 K bis 40 K über der Schmelztemperatur des Polymers erhitzt [97]. Anschließend fährt dieser unter Einwirkung von Druck und Temperatur herunter (vgl. Abb. 4.6(b)). Durch diesen Prozess wird Polymer-Material verdrängt, wodurch sich sogenannte Prägewülste ausbilden können [97]. Um ein gutes Ausscheren der Metallfolie zu erreichen, müssen die Stempelstrukturen scharfkantig sein. Zudem ist es erforderlich, dass das Stempelmaterial eine höhere Härte als die zu prägende Metallfolie besitzt, um den Stempelverschleiß zu minimieren.

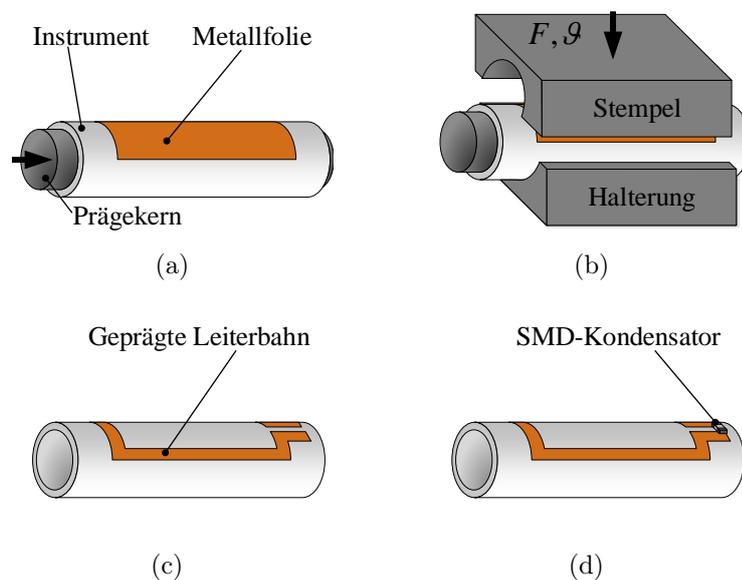


Abbildung 4.6: Prozessschritte Heißprägetechnik: (a) Auflegen der Metallfolie und ggf. Einführen eines Prägekerns, (b) Einprägung der Metallfolie mit Prägestempel (c) Ablösung der Restfolie und (d) Abstimmung mit SMD-Kondensator

Nach einer gewissen Haltezeit wird der Prägestempel wieder hochgefahren. Anschließend werden Metallfolienreste beispielsweise durch Druckluft entfernt (vgl. Abb. 4.6(c)). Hierbei ist es wichtig, dass die Rückseite der Metallfolie eine Oberflächenrauheit von $R_a = 0,5 \mu\text{m}$ bis $2 \mu\text{m}$ besitzt, um eine ausreichende Haftfestigkeit zu erzielen [97].

Die Abstimmung auf die Resonanzfrequenz erfolgt dann durch Kontaktierung eines entsprechenden SMD-Kondensators. Alternativ kann auch eine mehrlagige Metallfo-

⁴⁴Electrical Discharge Machining (Funkenerosion)

⁴⁵Elektrochemisches Fräsen

lie mit einer dielektrischen Zwischenschicht verwendet werden.

In [100] wird ein Verfahren vorgestellt, welches geringere Pragtiefen ermöglicht. Dafür wird keine aufgelegte oder auflaminierte Metallfolie verwendet, sondern das Kunststoffsubstrat bereichsweise flächig metallisiert, sodass die Metallschicht fest mit dem Kunststoff verbunden ist. Anschließend werden die Leiterbahnen durch Aufprägen des strukturierten Prägestempels realisiert. Ein Ablösen der Restfolie ist nicht erforderlich.

4.2.4 Dickschichttechnologie

Bei der Dickschichttechnologie werden sogenannte CERMET⁴⁶-Pasten mithilfe des Siebdrucks auf ein keramisches Substrat aufgerakelt und anschließend gebrannt [101]. Diese Pasten können je nach Einsatz z. B. elektrisch leitfähig, resistiv oder permittiv sein. Damit lassen sich Leiterbahnen, Leiterbahnkreuzungen und Kondensatoren realisieren. Die LTCC⁴⁷-Technologie stellt eine Art der Dickschichttechnologie dar, bei der die Pasten auf ungebrannten (grünen) Keramiken aufgetragen werden. Die Geometrie der aufgetragenen Lage wird durch die Siebdruckmaske vorgegeben (vgl. Abb. 4.7(a)), welche auf die grüne Keramik aufgelegt wird. Anschließend wird die Dickfilmpaste mithilfe eines Rakels aufgetragen und getrocknet (vgl. Abb. 4.7(b)). Diese Prozedur wird für alle Lagen wiederholt.

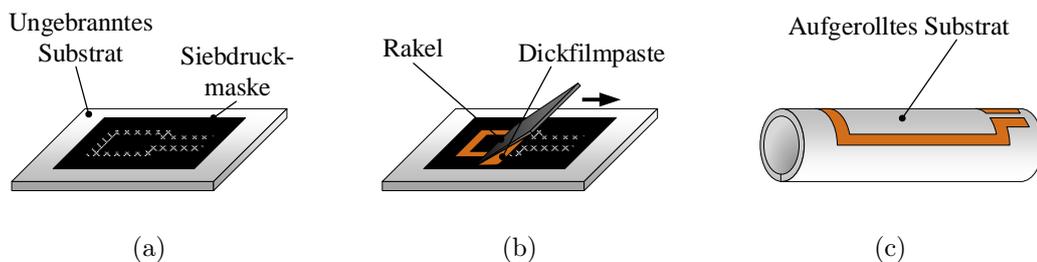


Abbildung 4.7: Prozessschritte Dickschicht-Hybrid-Technologie: (a) Aufbringen der Siebdruckmaske auf das ungebrannte Substrat, (b) Aufrakeln der Dickfilmpaste, (c) Aufrollen des Substrats zu einer Zylinderform und anschließendes Sintern der Struktur

Nach dem Auftragen aller Lagen kann das Substrat zu einer Zylinderform aufgerollt werden (vgl. 4.7(c)). Im Anschluss wird die zylindrische Struktur im Bereich

⁴⁶CERamic-METal: Verbundwerkstoff aus keramischen und metallischen Materialien

⁴⁷Low Temperature Co-fired Ceramics

von 900 °C bis 1000 °C gesintert [102]. Bei diesem Sinterprozess kommt es je nach Keramik zu einer Schwindung von ca. 12 % bis 16 % in x - und y -Richtung [103].

4.2.5 Anodische Oxidation

Mithilfe der anodischen Oxidation kann die Oberflächeneigenschaften von metallischen Objekten verändert werden. Durch dieses elektrochemische Verfahren erfolgt ein oberflächlicher Schichtumbau, wodurch in der Folge eine dünne Oxidschicht erzeugt wird. Je nach Art und Zusammensetzung des Anodierbades lassen sich Schichten mit unterschiedlicher Charakteristika herstellen. Die Verwendung von Zitronensäureelektrolyten führt zu dünnen nicht-porösen Schichten mit einer Dicke von 0,1 µm bis ca. 1 µm [104]. Im Vergleich dazu bildet sich bei Schwefelsäurebädern eine kompakte Sperrschicht unmittelbar an der Metalloberfläche und eine darüberliegende poröse Hauptschicht aus [104].

Im Zusammenhang mit Swiss-Roll-Strukturen kann dieses Verfahren bei Aluminiumfolien zum Aufbau einer dielektrischen Zwischenschicht eingesetzt werden. Die Arbeitsschritte der anodischen Oxidation werden in [104] und [105] näher erläutert. Dafür wird zunächst das Werkstück - hier eine Aluminiumfolie - mit Waschbenzin entfettet und gereinigt. Es folgt ein Spülvorgang, um etwaige Reinigungsbestandteile zu entfernen. Eine vorhandene Oxidschicht wird durch einen Beizvorgang entfernt. Zum Beizen eignet sich eine 5 %- bis 40 %-tige Natronlauge mit einer Badtemperatur von 15 °C bis 20 °C. Die Folie wird für 30 s bis 2 min in das Beizbad gelegt und anschließend erneut gespült.

Im Anschluss an diese Vorbehandlungen folgt der eigentliche Anodisiervorgang. Eine Variante dafür ist das Gleichstrom-Schwefelsäure-(GS-)Verfahren [105]. Hierfür wird ein Anodisierbad mit einer Schwefelsäurekonzentration von 10 % bis 25 % angesetzt [105]. Für normale Schichten sollte das Bad eine Betriebstemperatur von ca. 16 °C bis 20 °C aufweisen [105]. Zwischen der zu oxidierenden Folie und einer Graphitelektrode wird eine Spannung angelegt, wobei die Aluminiumfolie als Anode geschaltet wird. Der Abstand zwischen beiden Elektroden sollte mindestens 10 cm betragen [105]. Vorteilhaft ist hierbei die Verwendung einer Stromquelle, da ein konstanter Strom zu einem gleichmäßigen Schichtumbau führt. Für dünne Schichten sollte die Stromdichte bei $J = 0,5 \frac{\text{A}}{\text{dm}^2}$ bis $1 \frac{\text{A}}{\text{dm}^2}$ liegen, wohingegen für normale Schichten eine Stromstärke von $1,5 \frac{\text{A}}{\text{dm}^2}$ bis $2 \frac{\text{A}}{\text{dm}^2}$ anliegen muss [105]. Die Spannung sollte dabei im Bereich von 10 V bis 20 V liegen [105]. Die Bildung der Oxidschicht sorgt für eine

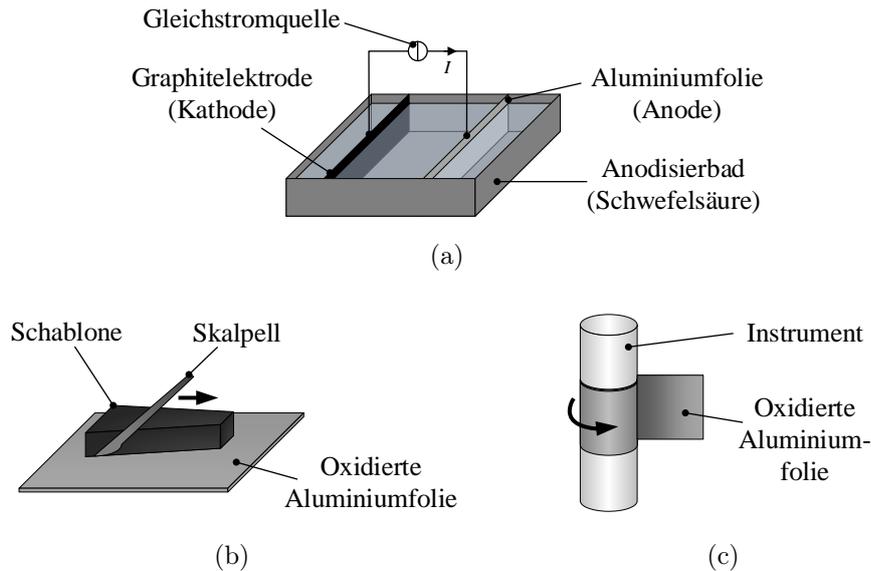


Abbildung 4.8: Prozessschritte Anodische Oxidation: (a) Anodisierbad, (b) Zurechtschneiden der Folie und (c) anschließende Aufwicklung auf das Instrument. Wasch-, Spül- und Beizvorgänge sind nicht dargestellt.

stetige Erhöhung des Widerstandes zwischen beiden Elektroden. In der Konsequenz steigt die Spannung kontinuierlich an bis die Oxidschicht flächig geschlossen ist. Die Anodisierungsdauer ist abhängig von der zu erzielenden Dicke d der Oxidschicht, der Stromdichte J , sowie dem anodischen Wirkungsgrad β [105]. Der anodische Wirkungsgrad liegt bei dem GS-Verfahren im Bereich von 0,65 bis 0,75 [105]. Mit der empirisch bestimmten Berechnungsformel

$$t/\text{min} = \frac{d/\mu\text{m}}{0,4 \cdot J/\frac{\text{A}}{\text{dm}^2} \cdot \beta/\frac{\%}{100}} \quad (4.1)$$

kann die notwendige Anodisierungsdauer t ermittelt werden [105]. Im Gegensatz dazu wird die Konstante in [104] mit 0,3 angegeben. Nach dem Anodisieren muss die Folie gespült werden, um Reste des Bades zu entfernen.

Die oxidierte Folie wird im Anschluss in Streifen geschnitten und um das Instrument gewickelt. Um Kurzschlüsse zwischen den Windungen zu vermeiden, eignet sich eine konische Form des Folienstreifens. Im Anschluss wird die Swiss-Roll-Struktur am Instrument fixiert und mittels einer Umhüllung (z. B. ein biokompatibler Schrumpfschlauch) isoliert.

4.2.6 Vergleich der Fertigungsverfahren

Neben den vorgestellten Fertigungsverfahren gibt es noch weitere zur Realisierung von Induktivitäten und Kapazitäten. Folienbasierte Verfahren wären dabei die FPC⁴⁸-Technologie [106] sowie die Dünnschichtflextechnologie [107, 108], welche standardisiert und seit vielen Jahren etabliert sind. In [108] wurde bereits die Realisierung eines Resonanzmarkers für 1,5 T bestehend aus einer Spiralspule und mehreren Platenkondensatoren beschrieben.

Tabelle 4.2 stellt die Fertigungsverfahren gegenüber. Relevante Vergleichsaspekte sind hierbei

- die Realisierbarkeit von verschiedenen Spulentypen,
- die Möglichkeit von Designanpassungen,
- die Möglichkeit der Integration von Kondensatoren,
- die Anzahl an Fertigungsschritten,
- geeignete Substratmaterialien sowie
- die Temperaturbelastung des Substrates.

Die Drahtwickeltechnik, die Aerosol-Depositionstechnologie sowie die LTCC-Technologie zeichnen sich durch eine Realisierbarkeit von beliebigen Leiterbahngeometrien aus. Leiterbahnkreuzungen können mit der Heißprägetechnik unter Verwendung einlagiger Metallfolien nicht realisiert werden. Darüber hinaus ist diese Technologie aufgrund des eingeschränkten Prägebereiches von $\pm 45^\circ$ auf dem zylindrischen Substrat eingeschränkt und ermöglicht in der Konsequenz nur die Realisierung von Leiterscheiben. Bei den folienbasierten Technologien FPC und Dünnschichtflextechnologie werden die Folien strukturiert und im Anschluss um das Instrument gewickelt und fixiert. Daher können mit diesen Verfahren Zylinderspulen nicht realisiert werden.

Designanpassungen sind bei der Drahtwickeltechnik sehr einfach, da lediglich die Drahtform geändert werden muss. Bei der Aerosol-Depositionstechnologie muss nur eine Neuprogrammierung der Instrumentenrotation und der translatorischen Bewegung der Düse erfolgen. Die übrigen Fertigungsverfahren erfordern ein Neudesign sowie Fertigung des Strukturierungswerkzeuges (Prägestempel, Siebdruckmaske oder UV⁴⁹-Maske). Der Vergleich der Anzahl der Fertigungsschritte zeigt zudem, dass

⁴⁸Flexible Printed Circuits (flexible Leiterplatten)

⁴⁹Ultraviolett

Tabelle 4.2: Vergleich der Fertigungsverfahren für Resonanzmarker aus diskreten Elementen

	Spulentyp				Designanpassung*	Fertigungsschritte	Integration	Material Substrat	max. Prozesstemp.
	Zylinderspule	Leiterschleife	Spiralspule	Sattelspule					
Drahtwickeltechnik (mit SMD-Kondensator)	✓	✓	✓	✓	++	4 ^a	✗	unabhängig	-
Aerosol-Deposition (bei stromloser Metallisierung)	✓	✓	✓	✓	+	8 ^b	✓	unabhängig [♦]	80 °C*
Heißprägen (mit SMD-Kondensator)	✗	✓	✗	✗	+/-	6 ^c	✗ [*]	Thermoplast	140 °C
LTCC	✓	✓	✓	✓	+/-	7 ^d	✓	Keramik	1000 °C
FPC	✗	✓	✓	✓	+/-	7 ^e	✓	unabhängig	-
Dünnschichtflex	✗	✓	✓	✓	+/-	40 ^f	✓	unabhängig	-

* ++ sehr einfach, + einfach, +/- mittel, - schwierig, - sehr schwierig

^a 1. Reinigung / Entfetten Substrat; 2. Drahtformung; 3. Kontaktierung Kondensator; 4. Isolierung

^b 1. Reinigung / Entfetten Substrat; 2. Platzierung Substrat; 3. Auftrag katalytische Nanotinte; 4. Metallisierung; 5. Aufbringen dielektrische Zwischenschicht; 6. Auftrag katalytische Nanotinte; 7. Metallisierung; 8. Isolierung

^c 1. Reinigung / Entfetten Substrat; 2. Platzierung Substrat, Prägestempel, Metallfolie; 3. Prägevorgang; 4. Ablösung Restfolie; 5. Kontaktierung Kondensator; 6. Isolierung

^d 1. Herstellung einer grünen Keramik; 2.-4. Siebdruckverfahren (elektrische/dielektrische/elektrische Lagen); 5. Formen einer Zylinderstruktur; 6. Sintern, 7. Isolierung

^e 1. Auftrag Photoresist; 2. Belichten; 3. chemisches Ätzen; 4. Spülen / Trocknen; 5. Durchkontaktierung; 6. Fixieren auf Instrument; 7. Isolierung

^f Herstellung der Trägerpolyimidschicht (8 Prozessschritte); Herstellung der ersten Goldschicht (10 Prozessschritte); Herstellung der Isolationspolyimidschicht (8 Prozessschritte); Herstellung der zweiten Goldschicht (10 Prozessschritte); Trennung von Folie und Wafer (3 Prozessschritte); Aufbringen der Folie auf den Katheter (1 Prozessschritt) [107]

^{*} Integration des Kondensators nur möglich bei Verwendung mehrlageriger, vorstrukturierter Folien (siehe [109])

[♦] glatte Oberfläche erforderlich

* Metallisierung

die Herstellung von Resonanzschwingkreisen mittels Dünnschichtflextechnologie ein sehr komplexer Prozess ist.

Die Drahtwickeltechnik ermöglicht nicht die Integration eines Kondensators. Hierfür müssen SMD-Kondensatoren oder Folienkondensatoren [94] elektrisch mit der Spule kontaktiert werden. Beim Heißprägen können bei Verwendung von einlagigen Metallfolien ebenfalls keine Kondensatoren integriert werden. Es ist jedoch möglich, SMD-Bauteile durch den Prägeprozess in das Substrat einzubetten [110]. Die Prägung von vorstrukturierten Folien zur Realisierung von Kondensatoren wird in der Patentschrift [109] erwähnt. Die übrigen Verfahren ermöglichen eine Integration von Kondensatoren. Hierbei wird die Trägerfolie (FPC), eine zusätzliche Isolationspolyimidschicht (Dünnschichtflextechnologie), eine Lack- bzw. Schrumpfschlauchlage (Aerosol-Depositionstechnologie) oder eine dielektrische Paste (LTCC) als isolierende Zwischenschicht verwendet.

Bei der Drahtwickeltechnik, FPC sowie Dünnschichtflextechnologie ist die Realisierung des Schwingkreises unabhängig von dem Substratmaterial. Das gleiche gilt für die Aerosol-Depositionstechnologie, wobei hier eine glatte Oberfläche Bedingung ist. Das Substratmaterial wird bei der LTCC-Technologie einem Sinterprozess bei ca. 1000 °C ausgesetzt. Folglich sind hierfür alle Arten von Polymeren ungeeignet. Die maximale Temperaturbelastung ist bei der Heißprägetechnik deutlich geringer und richtet sich nach der Schmelztemperatur des Thermoplastes. Bei der Aerosol-Depositionstechnologie erfolgt die Metallisierung in einem Kupfer- oder Goldbad bei ca. 80 °C.

Die Verfahren zur Fertigung der Swiss-Roll-Struktur unterscheiden sich stark von den genannten. Hierbei steht die Herstellung einer mehrlagigen Folie im Vordergrund. Dafür gibt es zahlreiche Verfahren, welche ausgehend von einem metallischen oder polymeren Basismaterial auf einen Schichtauf- oder -umbau zielen. Neben der beschriebenen anodischen Oxidation eignen sich unter anderem auch die kathodische Tauchlackierung, das Spritzlackieren, die Pulverbeschichtung, das CVD-Verfahren als auch die Rotationsbeschichtung zur Realisierung von elektrisch nicht leitenden Schichten (ENLS). Elektrisch leitende Schichten (ELS) auf polymeren Basismaterialien lassen sich u. a. durch Elektroplattieren erzeugen. Darüber hinaus wird das Kaschierungsverfahren verwandt, um Polymerfolien und RA⁵⁰-Kupferfolien - bspw. für die Herstellung flexibler Leiterplatten - miteinander zu verbinden.

⁵⁰Rolled Annealed (im Zusammenhang mit RA-Kupfer bedeutet dies, dass das Kupfer gewalzt wurde. Gegensatz dazu wird ED-Kupfer elektrolytisch abgeschieden [101])

Tabelle 4.3: Kriterien für die Bewertung der Verfahren zur Fertigung von mehrlagigen Folien zum Aufbau von Swiss-Roll-Strukturen

Eignung	Charakteristika		
	ELS ¹	ENLS ²	Folie
sehr gut	gleichmäßige Schicht Schichtdicke 1 μm bis 10 μm	gleichmäßige Schicht Schichtdicke < 2 μm	Foliendicke < 15 μm Biegeradius < 1 mm nicht porös, reißfest
gut	Schichtdicke < 20 μm	Schichtdicke < 20 μm	Foliendicke < 25 μm Biegeradius < 3 mm nicht porös, reißfest
ungeeignet	Schichtdicke < 1 μm oder > 20 μm	Schichtdicke > 20 μm	Foliendicke > 25 μm Biegeradius > 3 mm porös, geringe Reißfestigkeit

¹ ELS - elektrisch leitende Schicht

² ENLS - elektrisch nicht-leitende Schicht

Um die Eignung der Fertigungsverfahren für die Swiss-Roll-Strukturen vergleichen zu können, ist die Definition von Anforderungen erforderlich. Eine Zusammenfassung der wichtigsten Eigenschaften stellt Tabelle 4.4 dar. Die Schichtdicke der elektrisch leitenden Schicht sowie die elektrische Leitfähigkeit des Materials bestimmen den Schichtwiderstand R_{\square} und damit die Güte des Resonanzschwingkreises. Im Gegensatz dazu beeinflusst die Schichtdicke der isolierenden Schicht die erzielbare Kapazität (vgl. Abschnitt 3.3.2). Dicke Schichten haben eine geringere Kapazität und damit eine höhere Resonanzfrequenz zur Folge. Um die notwendige Resonanzfrequenz zu erzielen, ist folglich eine höhere Induktivität, d. h. mehr Windungen, notwendig. Damit erhöht sich jedoch der Durchmesserzuwachs des auszustattenden Instrumentes. Um eine Wicklung um Instrumente mit einem Durchmesser von beispielsweise 2 mm zu ermöglichen, darf der Biegeradius maximal 1 mm betragen. Folien mit dicken Metallschichten besitzen auch eine höhere Biegesteifigkeit. Eine weitere Anforderung ist die Reißfestigkeit der Folie. Diese darf beim Wickelprozess nicht ein- oder abreißen.

Werden alle Anforderungen in oberer Zeile der Tabelle 4.3 durch das Fertigungsverfahren erfüllt, so eignet sich dieses sehr gut für die Realisierung von Swiss-Roll-Strukturen. Entspricht mindestens ein Parameter den Vorgaben aus letzterer Zeile, so ist das Verfahren als ungeeignet anzusehen.

Tabelle 4.4: Vergleich von ausgewählten Verfahren für die Fertigung von mehrlagigen Folien zur Realisierung von Swiss-Roll-Strukturen

Verfahren	Schicht ¹	Eigenschaften	Eignung ²
Anodische Oxidation von Aluminiumfolien ³	ENLS	Schichtdicke der Oxidschicht je nach Verfahren im Bereich 1 nm bis 30 µm (teilw. bis 200 µm) [104]	++
Kathodische Tauchlackierung	ENLS	Schichtdicken im Bereich 18 µm...25 µm [111] bzw. bis 30 µm [112]	+
Spritzlackieren	ENLS	gleichmäßiger Auftrag mit Schichtdicken 1 µm...10 µm	++
Pulverbeschichtung	ENLS	Schichtdicken im Bereich 15...200 µm	+
CVD von dielektrischen Schichten auf Metallfolie	ENLS	Erzeugung sehr dünner Schichten (nm- bis unterer µm-Bereich) [113]	++
Elektroplattieren (Galvanisieren): elektrochemische Abscheidung von metallischen Überzügen auf nicht-metallische Träger	ELS	Schichtdicken im Bereich < 0,5 µm (Gold) [114] bzw. < 15 µm [113]	++
Rotationsbeschichtung (Spin Coating): Auftrag von flüssigen Polymeren und Lacken	ENLS	gleichmäßiger Auftrag von sehr dünnen Schichten (0,1 µm bis 500 µm) [113]	++
Kaschierung: klebstoffhaltiges / -loses Aufaminieren einer vollflächigen Metallfolie auf eine Polymerfolie ^{3,4}	ENLS / ELS	RA-Kupfer 17,5 µm und 35 µm, Folienstärke min. 5 µm, Treatment 7 µm bis 10 µm [101]	+

¹ ELS - elektrisch leitende Schicht, ENLS - elektrisch nicht-leitende Schicht

² ++ sehr gut geeignet, + gut geeignet, - ungeeignet

³ Diese Verfahren wurden innerhalb der Dissertation untersucht.

⁴ Ausgangsmaterial von flexiblen Leiterplatten

Tabelle 4.4 stellt einen Vergleich von ausgewählten Fertigungsverfahren dar. Die Eignung wurde nach Tabelle 4.3 anhand von verfügbaren Literaturangaben bewertet. Es zeigt sich, dass neben der anodischen Oxidation auch das Spritzlackieren, das CVD-Verfahren, das Elektroplattieren und die Rotationsbeschichtung sehr gut geeignet sind.

4.3 Evaluierung

Der vollständige Evaluationsprozess erfordert die geometrische, elektrische und mechanische Charakterisierung der gefertigten Resonanzmarker. Darüber hinaus muss die Funktionsfähigkeit im MRT, sowie die Einhaltung der entsprechenden Restriktionen getestet werden. Medizinprodukte müssen zudem hinsichtlich ihrer Sterilisierbarkeit und Biokompatibilität überprüft werden.

4.3.1 Geometrische Parameter

Die geometrische Charakterisierung beinhaltet die Bestimmung der Maße des Resonanzmarkers, bzw. die endgültigen Maße des ausgestatteten Instrumentes. Der Durchmesserzuwachs und die Maße des Resonanzmarkers können mechanisch (Messschraube bzw. Messschieber) oder optisch mithilfe eines kalibrierten Lichtmikroskopes und der geometrischen Ausmessung in der Mikroskopaufnahme gemessen werden.

4.3.2 Elektrische Parameter

Bei der elektrischen Charakterisierung des Resonanzmarkers können die Einzelkomponenten (Spule und Kondensator) sowie die Gesamtkonstruktion untersucht werden. Die elektrischen Parameter der Einzelkomponenten (R , L , C) können vor der Kontaktierung beispielsweise mit einem RLC -Messgerät bestimmt werden. Da die Gesamtkonstruktion nach ISO 13485 [115] keinen Kontakt zu Körperflüssigkeiten oder Gewebe haben darf, muss diese isoliert werden. Damit ist nur noch eine kontaktlose Messung der Resonanzfrequenz und Güte möglich. In [116] ist dazu ein Messverfahren beschrieben, welches auf einer induktiven Kopplung zu einer Messspule basiert. Diese wird an einen Netzwerkanalysator angeschlossen.

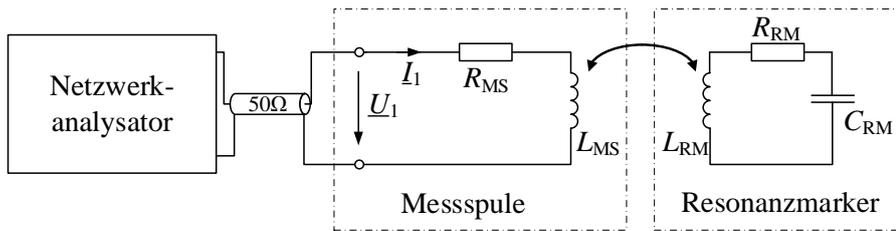


Abbildung 4.9: Ersatzschaltbild der kontaktlosen Messung (nach [116]). Der Index MS bezeichnet die Messspule, wohingegen RM für Resonanzmarker steht.

Aus dem frequenzabhängigen Streuparameter der Ein-Tor-Messung wird mit

$$\operatorname{Re}(\underline{Z}) = Z_0 \cdot \operatorname{Re}\left(\frac{1 + \underline{S}}{1 - \underline{S}}\right) \quad (4.2)$$

der Realteil der Eingangsimpedanz bestimmt [117]. Unter der Bedingung, dass die Güte des Resonanzmarkers viel größer als 1 ist, entspricht die Resonanzfrequenz der Frequenz, bei der der Realteil der Eingangsimpedanz maximal ist [116] (vgl. Abb. 4.10).

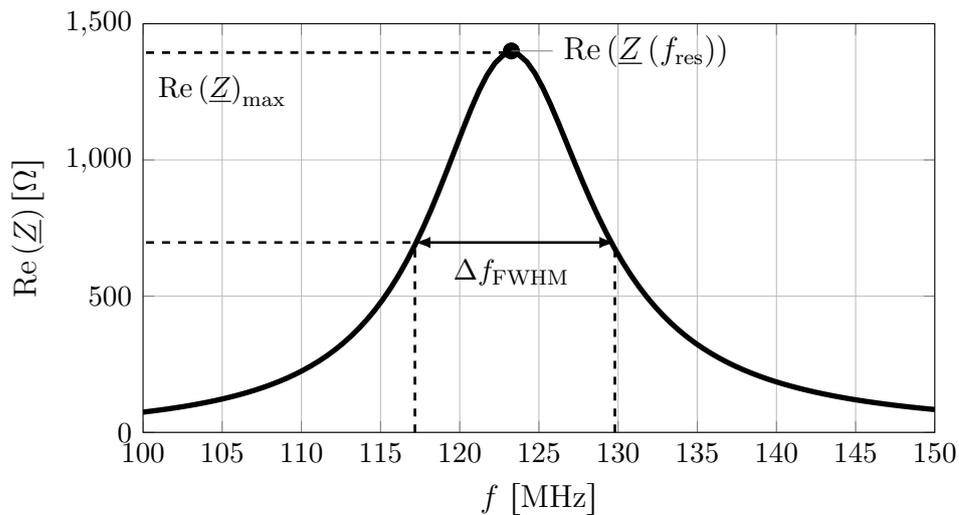


Abbildung 4.10: Verlauf der frequenzabhängigen Realteil der Eingangsimpedanz bei induktiver Kopplung zu einem Resonanzmarker

Aus dem Verlauf kann auch die Bandbreite FWHM⁵¹ bestimmt werden. Die Güte ergibt sich dann zu [116]

$$Q = \frac{f_{\text{res}}}{\Delta f_{\text{FWHM}}} \quad (4.3)$$

⁵¹Full Width at Half Maximum

Da die elektrischen Eigenschaften der Umgebung einen Einfluss auf die Induktivität und Kapazität haben, muss die Messung auch in dem entsprechenden Medium durchgeführt werden.

4.3.3 Mechanische Parameter

Die Evaluation der mechanischen Parameter orientiert sich an den Testverfahren der flexiblen Leiterplattentechnik. Maßgeblich sind hierfür Tests hinsichtlich der Oberflächenhaftung der elektrisch leitenden Schichten. Dies ist insbesondere für das Heißprägeverfahren, den Aerosol-Depositions-Prozess sowie der LTCC-Technologie vonnöten.

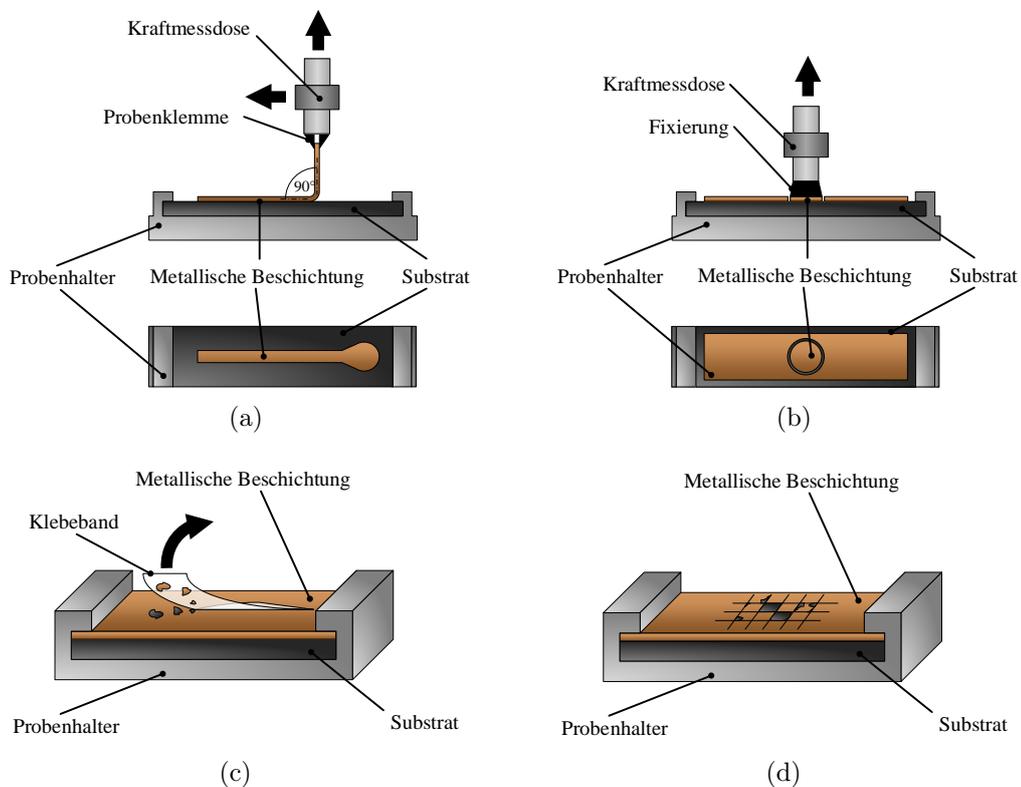


Abbildung 4.11: Evaluationsmethoden zur Charakterisierung der Haftfestigkeit von metallischen Beschichtungen: 90°-Peel-Test (a), Pull-Off-Test (b), Scotch-Tape-Test (c) und Cross-Cut-Test (d)

Der ASTM-Standard B533-85 [118] beschreibt dabei die Vorgehensweise bei dem 90°-Peel-Test. Die Folie wird in die Probenklemme eingespannt und anschließend mit einer definierten Kraft vom Substrat abgezogen (vgl. Abb. 4.11(a)). Beim Pull-Off-Test (nach IPC-TM-650 (Teil 2.5.21.1: 05/91) [119]) wird eine Kraftmessdose über ein

Trägerelement auf die metallische Beschichtung fixiert (vgl. Abb. 4.11(b)). Es wird die Kraft gemessen, die benötigt wird, um die Beschichtung vom Substrat zu lösen. Der Scotch-Tape-Test stellt eine weitere Methode zur Charakterisierung der Haftfestigkeit der hergestellten Metallschicht dar. Hierbei wird ein Klebestreifen aufgeklebt und wieder abgelöst. Anschließend wird bestimmt, wie viel sich von der Metallschicht ebenfalls abgelöst hat (vgl. Abb. 4.11(c)). Der Cross-Cut-Test wird ähnlich dem Scotch-Tape-Test durchgeführt. Bevor der Klebestreifen aufgeklebt wird, wird jedoch ein Gitter in die Beschichtung geschnitten (IPC-TM-650 (Teil 2.4.1.6: 07/95) [120], ASTM D6677-07 [121], vgl. Abb. 4.11(d)).

Besonders bei flexiblen Instrumenten wie Kathetern sollten die Änderung der mechanischen Eigenschaften bei Aufbringen eines Resonanzmarkers untersucht werden. In [122, 123] werden dazu Testmethoden zur Bestimmung der axialen Steifigkeit sowie der Biege- und Torsionssteifigkeit vorgestellt.

4.3.4 Verhalten im MRT

Zur Charakterisierung der gefertigten Resonanzmarker im MRT ist zum einen ein Test der Einzelkomponenten und zum anderen der Gesamtkonstruktion erforderlich. Die Einzelkomponenten müssen neben der Anforderung der MR-Sicherheit (vgl. Abschnitt 2.1.5) auch auf Suszeptibilitätsartefakte hin untersucht werden. Der ASTM-Standard F2119 [65] gibt hierfür ein Testverfahren vor. Dafür wird das Testobjekt in einer Kupfersulfatlösung getestet ($1 - 2 \text{ g CuSO}_4$ je ℓ Wasser). Das Testobjekt wird dann in drei Orientierungen mit je einer SE- und GE-Sequenz bei verschiedenen Phasenkodierrichtungen untersucht. Die Gesamtkonstruktion erfordert den Test hinsichtlich HF-induziertem Erhitzen (ASTM-Standard F2182 [60]). Hierfür muss das Testobjekt in einem speziellen Gel mit gewebeähnlichen elektrischen Eigenschaften (Leitfähigkeit κ und Permittivität ε) platziert werden. Zur Anregung wird eine SAR-reiche Sequenz (TSE⁵²) verwendet. Mithilfe eines optischen Temperatursensors wird die Temperatur unmittelbar am Testobjekt sowie als Referenz in einiger Entfernung gemessen. Damit kann der Effekt des HF-induzierten Erhitzens unabhängig von der SAR-bedingten Erhitzung bestimmt werden. Darüber hinaus ist ein Funktionstest des Resonanzmarkers erforderlich. Die dafür genutzten MR-Sequenzen sollten sich nach dem klinischen Einsatz richten. Das gleiche gilt für die Orientierung

⁵²Turbo Spin Echo; nach einem anregenden 90° -Puls wird ein Echozug bestehend aus mehreren Echos empfangen. Für die Generierung des Spin-Echos ist jeweils ein 180° -Puls erforderlich [124].

des Instrumentes relativ zum \vec{B}_0 -Feld. Mit geeigneten Experimentalaufbauten kann die Orientierung des Instrumentes genau eingestellt und untersucht werden [90]. Im ersten Evaluationszyklus sollte ein homogenes Phantom verwendet werden, um Einflüsse auf die Bildqualität zu verringern. Wenn der Funktionsnachweis positiv ist, kann die Evaluation auf heterogene artifizielle Phantome oder *ex-vivo*-Phantome erweitert werden. Um Effekte wie Atembewegungen und Blutfluss zu berücksichtigen, können anschließend Tierstudien unter Berücksichtigung der gesetzlichen Vorschriften durchgeführt werden. Die Funktionalität des Resonanzmarkers kann bei diesen Experimenten auf verschiedene Arten nachgewiesen werden. Eine einfache Möglichkeit stellt die Berechnung des Kontrast-zu-Rausch-Verhältnisses (CNR) dar. Dieses ist laut [51, 125] allgemein beschrieben durch

$$\text{CNR} = \text{SNR}_A - \text{SNR}_B = \frac{\overline{S}_A - \overline{S}_B}{\sigma_{\text{Noise}}}. \quad (4.4)$$

In obiger Gleichung sind \overline{S}_A die mittlere Signalintensität des Resonanzmarkers, \overline{S}_B die mittlere Signalintensität des Hintergrundes und σ_{Noise} die Standardabweichung des Rauschsignals (vgl. Abb. 4.12(a)). Das CNR ist jedoch direkt abhängig von dem Rauschanteil im Bild. Eine davon unabhängige Kennzahl ist der Kontrast. In [45] wird dieser mit

$$K = \frac{\overline{S}_A - \overline{S}_B}{\overline{S}_A + \overline{S}_B} \quad (4.5)$$

angegeben. Abbildung 4.12(b) zeigt hierfür einen Ausschnitt einer MR-Aufnahme mit einem Resonanzmarker. Mittels eines einfachen Schwellwertverfahrens wurden die Pixel in Hintergrund (rot) und Resonanzmarker (blau) klassifiziert. Daraus kann dann der Kontrast in unmittelbarer Umgebung des Resonanzmarkers berechnet werden.

Darüber hinaus können die DICOM⁵³-Aufnahmen gefenstert werden. Bei sehr schmaler Fensterung und entsprechendem Fensterzentrum kann nachgewiesen werden, ob der Resonanzmarker das stärkste Signal im MR-Schnittbild verursacht (vgl. Abb. 4.12(c)).

Eine weitere Möglichkeit stellt die Aufnahme einer B_1 -Map, bspw. nach [126], dar. Dafür wird der Resonanzmarker in einem homogenen Phantom gemessen. Dieses wird in einer TxRx⁵⁴ Birdcage-Spule platziert, um Effekte durch inhomogene Sen-

⁵³Digital Imaging and Communications in Medicine

⁵⁴TxRx bedeutet, dass die Spule sowohl das anregende \vec{B}_1 -Feld sendet (transmit) als auch das Echosignal misst (receive).

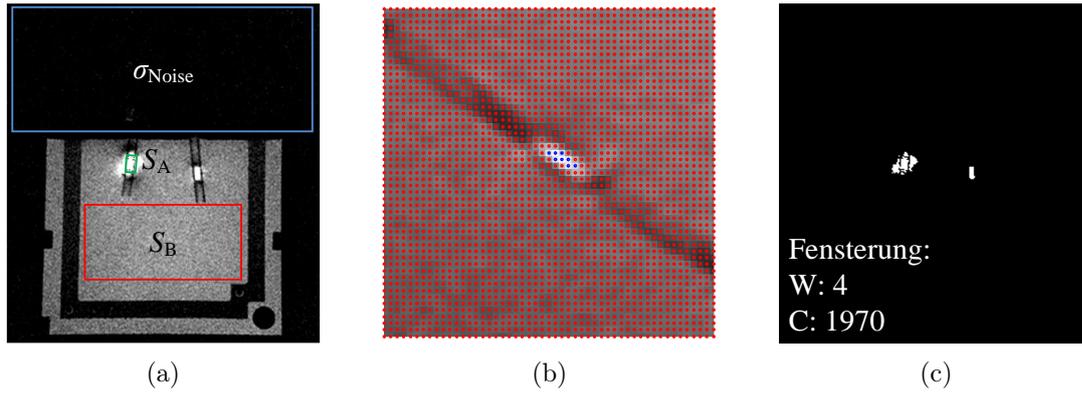


Abbildung 4.12: Funktionstest im MRT: (a) Bestimmung des CNR aus der mittleren Signalintensität des Resonanzmarkers (grün), der mittleren Signalintensität des Hintergrundsignales (rot) sowie der Standardabweichung des Rauschsignales (blau). Weitere Methoden sind (b) die Bestimmung des Kontrastes und (c) die Bestimmung der maximalen Signalintensität durch schmale Fensterung. Zur Berechnung des Kontrastes werden die Pixel beispielsweise mittels eines Schwellwertverfahrens in Resonanzmarker-Pixel (blau) und Hintergrund-Pixel (rot) klassifiziert.

sitivitätsverteilungen zu verringern. Die Bildakquise erfolgt mit einer Spin-Echo-Sequenz, wobei die Transmitterspannung variiert wird. Die Signalintensität kann dann für jeden Voxel abhängig von der Transmitterleistung nach

$$S_{\text{SE}}(\vec{r}, P_i) = k \cdot \text{PD}(\vec{r}) \cdot B_1(\vec{r}) \cdot \sin^3\left(\frac{\pi}{2} \cdot \frac{P_i}{P_{\pi/2}} \cdot B_1(\vec{r})\right) \quad (4.6)$$

gefitet werden [126], wobei $T_R \gg T_1$ gelten muss. In obiger Gleichung ist \vec{r} der Ortsvektor, P_i die variierte Transmitterleistung, $P_{\pi/2}$ die Transmitterleistung bei 90°-Flipwinkel, PD die Protonendichte und k eine Konstante, welche abhängig von der Verstärkung des MR-Empfangskreises ist [126]. Der Zusammenhang zwischen Transmitterleistung und -spannung ist

$$P_i = \frac{U_{\text{TX},i}^2}{R_{\text{TX}}}, \quad (4.7)$$

$$P_{\pi/2} = \frac{U_{\text{TX},\pi/2}^2}{R_{\text{TX}}}. \quad (4.8)$$

Der Resonanzmarker sorgt für eine Verstärkung V_{B1} des \vec{B}_1 -Feldes. Damit folgt

$$S_{\text{SE}}(\vec{r}, P_i) = k \cdot \text{PD}(\vec{r}) \cdot V_{B1} \cdot B_1(\vec{r}) \cdot \sin^3\left(\frac{\pi}{2} \cdot \left(\frac{U_{\text{TX},i}}{U_{\text{TX},\pi/2}}\right)^2 \cdot V_{B1} \cdot B_1(\vec{r})\right). \quad (4.9)$$

4.3. Evaluierung

Durch Vergleich mit dem Hintergrundsignal lässt sich der Verstärkungsfaktor V_{B1} pixelweise bestimmen.

5 Konstruktiv-technologische Auslegung, Realisierung und Evaluierung von Resonanzmarkern am Beispiel von vier Szenarien

Im folgenden werden vier klinisch relevante Szenarien vorgestellt, bei denen Resonanzmarker eine technische Lösung darstellen könnten. Für jedes Szenario wurde ein Design-Prozess durchlaufen, wobei hier der Fokus auf einer Machbarkeitsanalyse stand. Das wesentliche Ziel war es daher, die Funktionserfüllung der jeweils gefertigten Resonanzmarker zu beweisen. Aus diesen Grund wurden nicht alle der in Kapitel 4 beschriebenen Evaluierungsverfahren angewandt.

Der Designprozess war jeweils ein iterativer Prozess. Die in diesem Kapitel dargestellten Ergebnisse stellen hierbei nur den letzten Iterationsschritt dar.

5.1 Szenario 1: Visualisierung von flexiblen Instrumenten innerhalb des Patienten

5.1.1 Anwendungsszenario

Ein mögliches Interventionsszenario stellt die MR-geführte Platzierung von After-loading-Kathetern in Lebermetastasen zur nachfolgenden Brachytherapie dar. In [7] wird diese Intervention in einem offenen 1 T-MRT mit vertikalem Magnetfeld durchgeführt. Anhand von Planungsdatensätzen wird der grundlegende Nadelpfad abhängig von sensiblen anatomischen Strukturen (Blutgefäße, etc.) festgelegt. Zum Empfang der Echsignale wird eine Single-Loop-Empfangsspule mit einem 21 cm-Durch-

5.1. Szenario 1: Visualisierung von flexiblen Instrumenten innerhalb des Patienten

messer auf der Patientenoberfläche fixiert. Die Sensitivität der Empfangsspule nimmt mit zunehmender Entfernung ab. Für Interventionen an der Leber ist dies optimal, da nur der zu interessierende Bereich ausgeleuchtet ist. Damit verringert sich der Einfluss von Einfaltungsartefakten auf die Bildqualität.

Um einen besseren Läsion-zu-Gewebe-Kontrast zu erhalten, wird den Patienten 15 min bis 20 min vor der Intervention ein MR-positives Kontrastmittel injiziert. Die Definition der Einstichstelle erfolgt anschließend unter kontinuierlicher MR-Bildgebung, indem der Operateur seinen Finger solange auf der Patientenoberfläche verschiebt, bis die Position und Orientierung mit dem geplanten Pfad übereinstimmt. Unter sterilen Bedingungen kann im Anschluss eine MR-kompatible 18 G⁵⁵-Hohlnadel mit Mandrin in der sogenannten Freihand-Technik zur Zielstelle vorgeführt werden. Die Punktionsnadel erzeugt aufgrund ihrer von Wasser verschiedenen Suszeptibilität ein lokales Auslöschungsartefakt. Dies dient als Orientierungshilfe bei der Nadelführung. Nach erfolgreicher Platzierung der Hohlnadel wird der Afterloading-Katheter über die Seldinger-Technik eingeführt. Dabei wird zunächst der Mandrin entfernt und durch einen Führungsdraht ersetzt. Im Anschluss wird auch die Hohlnadel über den Führungsdraht herausgezogen. Über den im Körper verbleibenden Führungsdraht wird eine Katheterschleuse eingeführt. Diese dient im Anschluss zum Einschleusen des Afterloading-Katheters. Ein Resonanzmarker an der Katheterspitze würde hierbei eine bessere Verifikation der Lage ermöglichen.

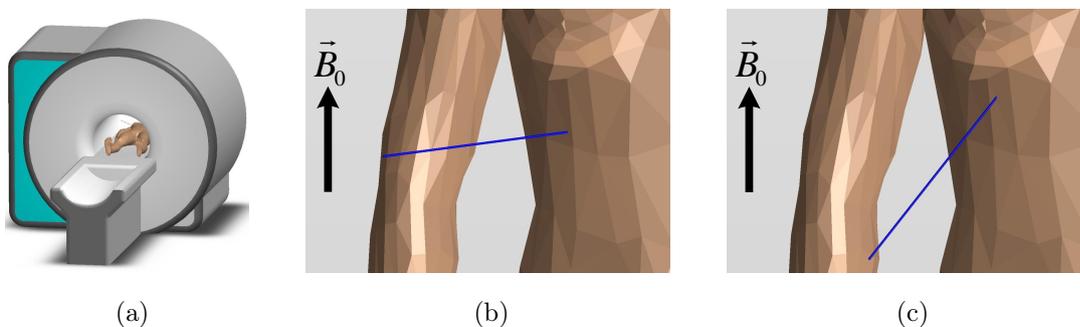


Abbildung 5.1: Szenario 1: Patientenzugang. Der Patient wird mit dem Kopf voran in Rückenlage in das MRT geschoben (a). Je nach Ort der Läsion ist die Orientierung des Instrumentes (blau) eher lateral (b) oder eher kranial (c)

Das in [7] beschriebene Anwendungsszenario soll von einem offenen 1 T MR-Tomographen auf ein geschlossenes 3 T MR-System übertragen werden. Da beide Systeme

⁵⁵18 G entsprechen 1,2 mm Außendurchmesser

unterschiedliche LARMORfrequenzen aufweisen, muss dies beim Design der Resonanzmarker Berücksichtigung finden.

5.1.2 Anforderungen an die Resonanzmarker

Die Anforderungsliste wurde nach der in [84] vorgeschlagenen Leitlinie anhand einer Hauptmerkmalsliste erstellt. Eine übersichtliche Darstellung ist der Tabelle A.5 im Anhang A.6.1 auf Seite 184 zu entnehmen.

Gebrauch

Katheter, welche mit Resonanzmarkern ausgestattet werden, stellen nach [82] ein aktives, chirurgisches Produkt dar. Damit gehören diese zur Medizinprodukteklasse IIa (vgl. Regel 6 (Tabelle A.3)). Das Gesamtprodukt muss biokompatibel und sterilisierbar sein.

Die Orientierung des Instrumentes während der Intervention hängt von dem Ort der Läsion ab. Generell sollte immer der kürzeste Weg zur Läsion gewählt werden (vgl. Fall (1) in Abb. 5.2). Bei kranial gelegenen Tumoren (vgl. Fall (2) in Abb. 5.2) muss jedoch ein angewinkelter Pfad gewählt werden, um einerseits zwischen den Rippen durchstechen zu können und andererseits eine Zwerchfell- oder Pleurapassage zu vermeiden [127].

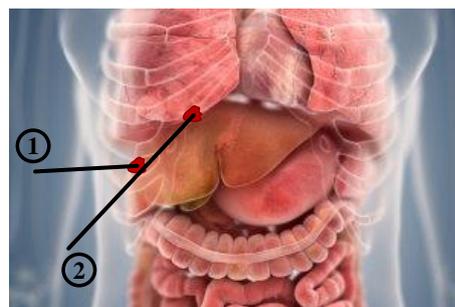


Abbildung 5.2: Je nach Ort der Läsion müssen verschiedene Zugangspfade gewählt werden, um eine Zwerchfell- oder Pleurapassage zu vermeiden (Abbildung: © Springer Medizin⁵⁷)

Im Falle einer lateralen Orientierung des Instrumentes (Fall (1)) ist der Katheter im geschlossenen MRT senkrecht zum \vec{B}_0 -Feld orientiert. Zur Instrumentenvisualisie-

⁵⁷<http://images.springermedizin.de/servlet/contentblob/4390300/articleImg/196206.jpg>, Zugriff 01.12.2014

5.1. Szenario 1: Visualisierung von flexiblen Instrumenten innerhalb des Patienten

rung sind somit Zylinderspulen und Swiss-Roll-Strukturen geeignet. Die notwendige Kapazität für die Zylinderspule kann durch Integration eines Zylinderkondensators erzielt werden.

Für die angewinkelte Orientierung des Instrumentes (Fall (2)) zeigt sich sowohl eine Zylinderspule sowie eine Leiterschleife als vorteilhaft. Die zu erzielende Resonanzfrequenz beträgt in beiden Fällen 123,26 MHz (MAGNETOM Skyra 3T, Siemens AG Healthcare).

Stoff

Bei dem Material der Afterloading-Katheter handelt es sich um ein Thermoplast⁵⁸. Die Materialien zum Aufbau des Resonanzmarkers müssen der MR-Sicherheit und -Kompatibilität genügen. Darüber hinaus müssen die elektrischen Eigenschaften (im wesentlichen elektrische Leitfähigkeit und relative Permittivität) der zu verwendenden Materialien derart ausgelegt sein, dass diese ihre Funktion - d. h. elektrische Leitung bzw. Isolation - erfüllen können. Um eine kompakte Bauweise des Kondensators zu ermöglichen, sollte daher die relative Permittivität der dielektrischen Zwischenschicht größer 1 sein.

Energie

Bei ihrem Einsatz werden die Resonanzmarker einer elektromagnetischen sowie thermischen Energie ausgesetzt. Die zentrale Anforderung ist hierbei, dass sie nicht aufgrund der Induktion des hochfrequenten \vec{B}_1 -Feldes ihre Funktionsfähigkeit verlieren (z. B. durch Spannungsdurchschlag).

Als invasives Medizinprodukt entspricht ihre Umgebungstemperatur der Körpertemperatur (ca. 37 °C). Laut [128] dürfen sie während ihres Einsatzes zu keiner Erwärmung von mehr als 1 K führen.

⁵⁸Spezifischere Materialangaben konnten nicht in Erfahrung gebracht werden.

Geometrie

Die verwendeten Polymerkatheter haben zumeist einen Durchmesser von 6 F⁵⁹. Ein Beispiel für einen solchen Afterloading-Katheter der Firma Primed Halberstadt Medizintechnik GmbH ist in Abbildung 5.3 dargestellt.



Abbildung 5.3: Ein 6 F-Afterloading-Katheter von Primed Halberstadt Medizintechnik GmbH

Dieser Katheter ist am distalen Ende verschmolzen, da die radioaktiven Seeds nicht mit Körperflüssigkeiten oder Gewebe in Kontakt kommen sollen. Folglich befinden sich innerhalb des Katheters keine Spins, welche durch einen Resonanzmarker angeregt werden können.

Der Durchmesserzuwachs des Instrumentes durch das Aufbringen des Resonanzmarkers ist durch den Innendurchmesser der Katheterschleuse limitiert. Folglich sollte der Resonanzmarker inklusive einer biokompatiblen Umhüllung nicht dicker sein als 100 μm .

Abbildung 5.4(a) zeigt das distale Ende des 6 F-Katheters mit dem Resonanzmarker und einer Umhüllung. Für die Integration des Resonanzmarkers gibt es zwei Varianten: die Fertigung auf der Katheteroberfläche (Abb. 5.4(b)) und die Integration in die äußere Katheterwandung (Abb. 5.4(c)). Der Vorteil der zweiten Variante ist in dem geringeren Durchmesserzuwachs zu sehen. Im Vergleich zur ersten Variante ist die Fertigung jedoch aufwändiger und kostenintensiver. Darüber hinaus werden die mechanischen Parameter des Katheters durch die abschnittsweise verringerte Wandung verändert.

⁵⁹1 F entspricht 1/3 mm

5.1. Szenario 1: Visualisierung von flexiblen Instrumenten innerhalb des Patienten

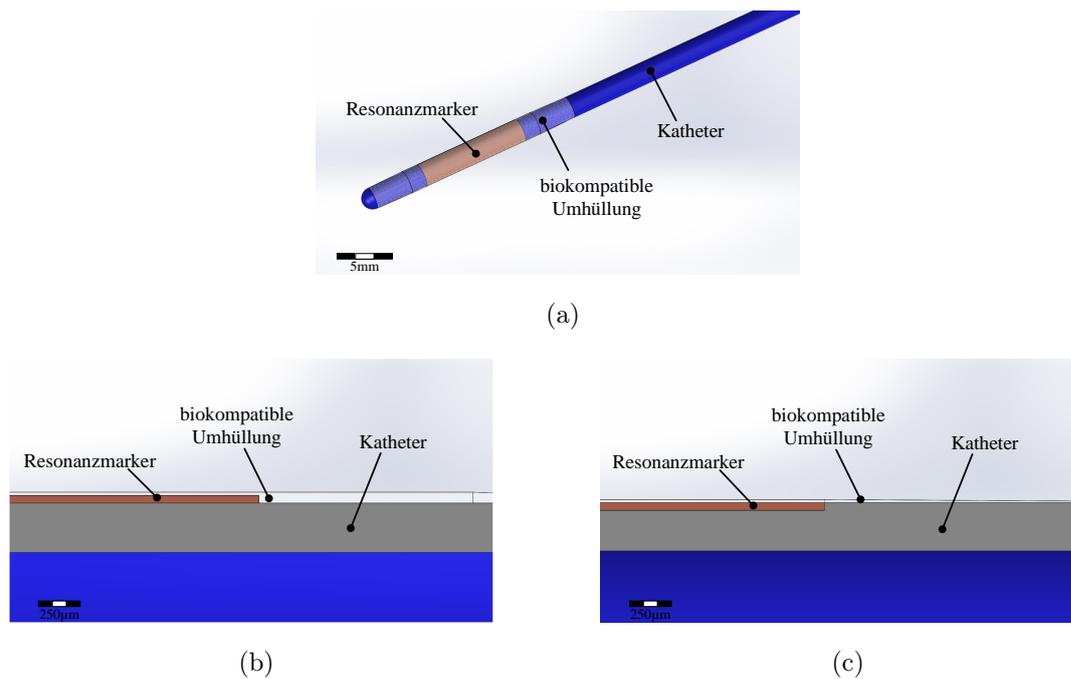


Abbildung 5.4: Integration des Resonanzmarkers auf einen 6 F-Katheter: 3D-Ansicht des distalen Katheterendes mit Resonanzmarker und biokompatibler Umhüllung (a). Der Resonanzmarker kann entweder auf der Katheteroberfläche fixiert werden (Schnittansicht b) oder in die Katheterwandung integriert werden (Schnittansicht c)

Elektrik / Elektronik

Die zu erzielende Resonanzfrequenz entspricht der LARMORfrequenz des MR-Scanners MAGNETOM Skyra 3 T mit einer Abweichung von maximal 2 MHz. Um ein ausreichendes Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis zu erzielen, soll der Gütefaktor Q größer als 5 sein (vgl. Ausführungen in Abschnitt 3.1).

Zudem sollen keine SMD-Bauelemente verwendet werden. Vielmehr soll eine vollständige Integration aller benötigten Komponenten durch die mikrosystemtechnische Fertigung erfolgen. Darüber hinaus müssen die Resonanzmarker elektrisch zur Umgebung isoliert werden.

Mechanik

Die gefertigten Resonanzmarker müssen im Rahmen dieser Evaluation den Scotch-Tape-Test bestehen.

5.1.3 Modell 1: Zylinderspule und Zylinderkondensator

Design und Technologieauswahl

Die erzielbare Induktivität der Zylinderspule wurde mittels FastHenry bestimmt. Die Simulationsfrequenz betrug $f = 123,26$ MHz. In Tabelle 5.1 sind die geometrischen Maße von drei untersuchten Zylinderspulen zusammengefasst.

Die metallischen Strukturen sollen aus Kupfer hergestellt werden, welches eine elektrische Leitfähigkeit von $\kappa = 58 \frac{\text{m}}{\Omega \text{mm}^2}$ aufweist. Bei der Simulation wurde jedes Segment in 3×10 Filamente unterteilt. Abbildung 5.5 zeigt das 3D-Simulationsmodell einer Zylinderspule in FastHenry.

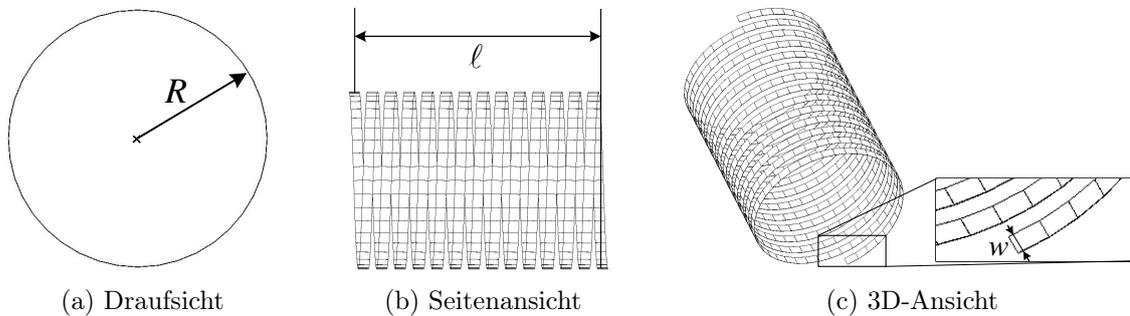


Abbildung 5.5: 3D-Simulationsmodell einer Zylinderspule in FastHenry mit Innenradius R , Länge ℓ und Leiterbahnbreite w .

Die erzielbaren Induktivitäten liegen im Bereich von ca. 100 nH bis 200 nH. Bei Zylinderspule 1 ist die Leiterbahnbreite w geringer, was zu einem höheren Leiterbahnwiderstand führt. Die Zylinderspule 3 ist ebenfalls 2,8 mm lang, besitzt aber nur zehn Windungen, was zu einer vergleichsweise geringen Induktivität führt. Der erforderliche Zylinderkondensator muss entsprechend größer gewählt werden. Zylinderspule 2 stellt hierbei einen guten Kompromiss zwischen geometrischen Maßen und erzielbarer Induktivität dar. Um eine Resonanzfrequenz von 123,26 MHz zu erreichen, wird

Tabelle 5.1: Zylinderspule: Geometrieparameter und mittels FastHenry berechnete Induktivitäten sowie Leiterwiderstände bei $f = 123,26$ MHz

Nr.	N	$R[\text{mm}]$	$\ell[\text{mm}]$	$w[\mu\text{m}]$	$h[\mu\text{m}]$	$L[\text{nH}]$	$R[\Omega]$
1	13,5	1	2,8	114	3	199,4	4,9
2	16,0	1	5,0	180	3	177,6	3,8
3	10,0	1	2,8	180	3	108,8	2,4

5.1. Szenario 1: Visualisierung von flexiblen Instrumenten innerhalb des Patienten

eine Kapazität von $C = 9,4 \text{ pF}$ benötigt. Eine Bestimmung der geometrischen Maße des Zylinderkondensators mittels FastCap erfordert die Kenntnis der Permittivität des zu verwendenden Dielektrikums bei der LARMORfrequenz. Diese ist stark frequenzabhängig und wird von den Herstellern zumeist nur bei niedrigen Frequenzen angegeben. Aus diesem Grund wurde auf die Simulation an dieser Stelle verzichtet.

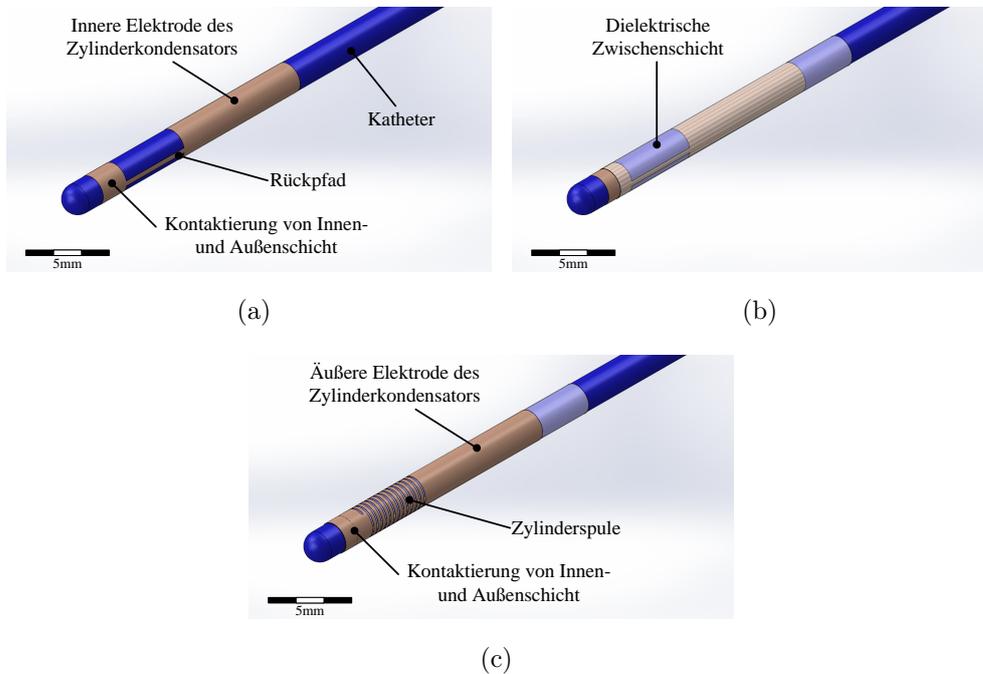


Abbildung 5.6: Fertigungsschritte des Resonanzmarkerdesigns mittels Aerosol-Depositionsverfahren: (a) additive Herstellung der inneren Lage bestehend aus einem Kontaktbereich, eines Rückpfades sowie einer Elektrode des Zylinderkondensators. (b) Aufbringen einer dielektrischen Zwischenschicht. (c) additive Herstellung der äußeren Lage bestehend aus Kontaktbereich, Zylinderspule und der äußeren Elektrode des Zylinderkondensators.

Wichtige Faktoren bei der Wahl der Fertigungstechnologie sind die Realisierbarkeit der Zylinderspule, die Integration der Kapazität, sowie eine Prozesstemperatur von weniger als $200 \text{ }^\circ\text{C}$. Aus Tabelle 4.2 (Seite 87) geht hervor, dass sich für die Fertigung der leitenden Strukturen der Zylinderspule und des Zylinderkondensators direkt auf der Instrumentenoberfläche das Aerosol-Depositionsverfahren mit anschließender stromloser Metallisierung am besten eignet. Hierbei wird der Resonanzmarker aus mehreren Schichten aufgebaut (vgl. Abb. 5.6). Technologien zur Strukturierung von metallischen Leitern auf Folien sind für die dreidimensionale Fertigung von Zylinderspulen nicht geeignet.

Realisierung

Der Fertigungsprozess wird in [95] detailliert beschrieben. Im ersten Schritt erfolgt eine Vorstrukturierung. Dafür wird die Geometrie der elektrisch leitenden Strukturen mit einer Aerosol-Depositionsanlage (Aerosol Jet 300) auf den Katheter übertragen, indem die katalytische Nano-Tinte (MicroCat, MacDermid Inc., Waterbury, USA) über eine Düse auf die Katheteroberfläche gedruckt wird (vgl. Abb. 5.7). Während dieses Druckvorgangs wird der Katheter über eine Dreheinrichtung rotiert.

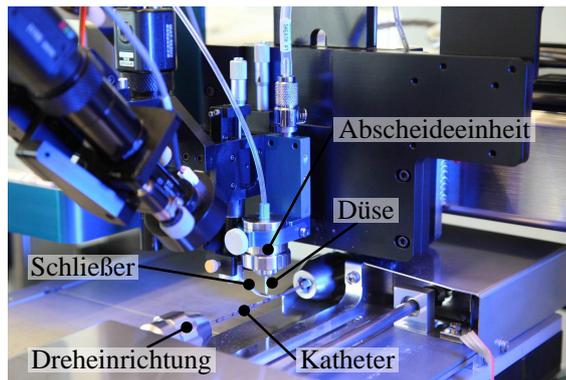


Abbildung 5.7: Aerosol-Depositions-Anlage (Aerosol Jet 300, Optomec, Albuquerque, USA) mit Katheter (Photo © Medienzentrum der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg)

Im Anschluss erfolgt das Aufwachsen der Metallschicht durch eine stromlose Metallabscheidung in einem Kupferbad. Bei diesem Prozess haben die Temperatur und Zusammensetzung des Bades, die Badbewegung (z. B. durch Magnetrührer) sowie die Verweildauer wesentlichen Einfluss auf das Ergebnis.

Die Fertigung einer Mikrospule auf einen 6 F-Katheter mittels Aerosol-Depositionstechnologie wurde bereits in [129] beschrieben. Hierbei erfolgte jedoch keine Integration der Kapazität, vielmehr wurde der Schwingkreis mit SMD-Kondensatoren auf die LARMORfrequenz abgestimmt. Die Realisierung eines Zylinderkondensators wurde in den Fertigungsprozess⁶⁰ aufgenommen (vgl. Abb. 5.6). Dafür wurde in der inneren Lage eine zusätzliche Kondensatorelektrode mit einer Länge von $\ell = 5$ mm aufgebaut. Als dielektrische Zwischenschicht diente ein Mikroschrumpfschlauch⁶¹ (Vention Medical). Dieser besitzt im ungeschwumpften Zustand eine Wandstärke

⁶⁰Fertigung erfolgte durch Dipl.-Ing. Andreas Brose (Institut für Mikro- und Sensorsysteme / Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg)

⁶¹Item 103-0097, <http://www.ventionmedical.com/products-and-services/advanced-polymers/heat-shrink-tubing/catalog/ItemDetails.aspx?ItemNumber=103-0097&units=mm>, letzter Zugriff am 09.01.2015

5.1. Szenario 1: Visualisierung von flexiblen Instrumenten innerhalb des Patienten

von $6\ \mu\text{m}$, welche sich aufgrund des Schrumpfungsprozesses auf $13\ \mu\text{m}$ erhöht. Das Material ist Polyester, welches bei $60\ \text{Hz}$ eine relative Permittivität von $\epsilon_r = 3,3$ besitzt [130]. Das Produkt ist für medizinische Anwendungen geeignet, da es mittels EtO^{62} und Gammastrahlung sterilisierbar, sowie einmalig autoklavierbar ist [130]. Darüber hinaus wurden alle Tests zur Biokompatibilität bestanden [130].

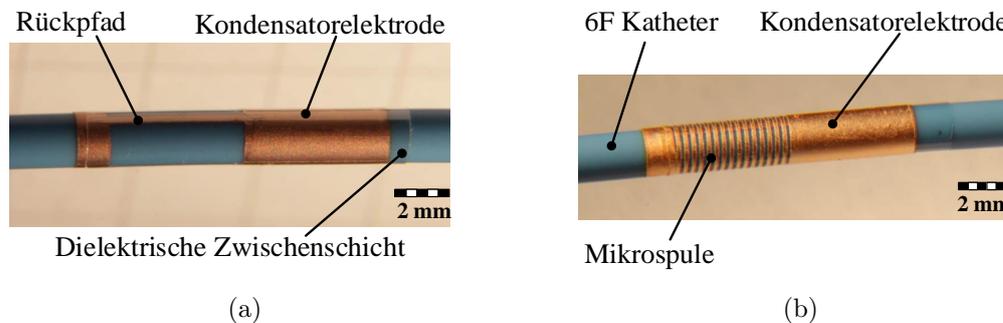


Abbildung 5.8: Resonanzmarker auf einem 6F-Katheter gefertigt mittels Aerosol-Depositionstechnologie: (a) innere Lage mit Rückpfad, Kondensatorelektrode und dielektrischer Zwischenschicht und (b) äußere Lage mit Mikrospule und Kondensatorelektrode⁶⁴

Es wurden vier Katheter mit je vier Resonanzmarkern gefertigt (Bezeichnung CK, CM, CN, CP). Bei diesen erfolgte die stromlose Metallabscheidung in einem $70\ ^\circ\text{C}$ heißen Kupferbad für je 2 h. Anschließend wurde die Außenschicht in ein Goldbad bei $80\ ^\circ\text{C}$ für 5 min getaucht, um diese zu veredeln. Ein realisierter Resonanzmarker ist in Abbildung 5.8 dargestellt.

Bei der Fertigung gab es verschiedene Probleme, welche in Abbildung 5.9 dargestellt sind. Ein häufig auftretendes Problem waren Leiterbahnunterbrechungen der Zylinderspule. Dies kann einerseits durch Einwirkung mechanische Kräfte oder durch innere mechanische Spannungen in der Metallschicht verursacht werden. Darüber hinaus gibt es zahlreiche Einflussfaktoren auf den Metallisierungsprozess, welche das Ergebnis negativ beeinflussen können. In der Folge kann es zu Kurzschlüssen zwischen den Windungen, zu einem ungleichmäßigen Aufwachsen der Kupferschicht oder zu Flockenbildung an der Metalloberfläche kommen.

⁶²Ethylenoxid; Gas, welches für Sterilisation von medizinischen und pharmazeutischen Produkten verwendet wird.

⁶⁴Die Abbildung wurde ähnlicher Art in [86] publiziert (siehe Publikationsverzeichnis).

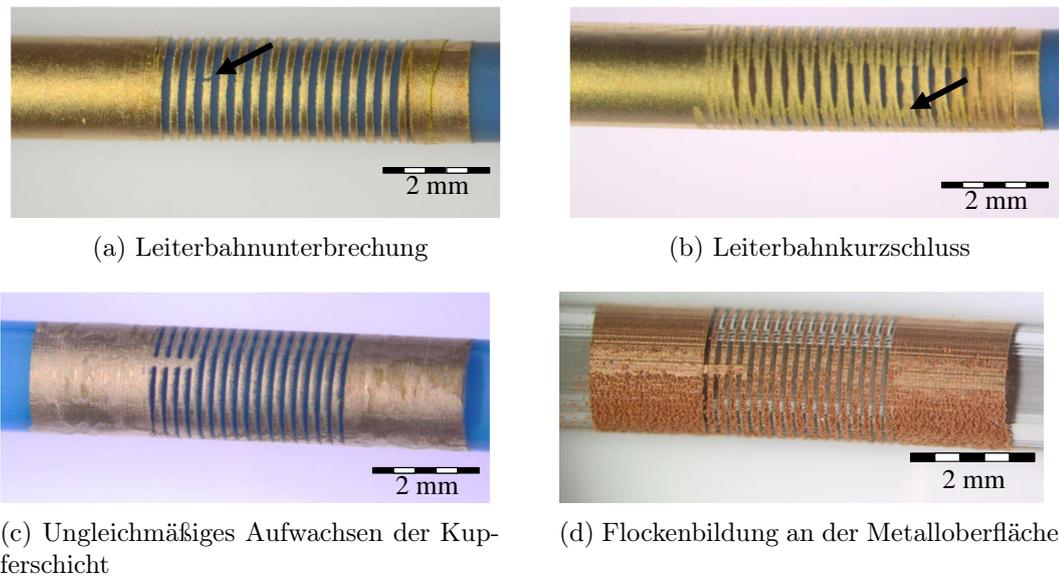


Abbildung 5.9: Fertigungsfehler beim Aerosol-Depositions-Prozess

Evaluierung

Geometrische Charakterisierung Die gefertigten Resonanzmarker wurden hinsichtlich der geometrischen Parameter charakterisiert. Zur Bestimmung des Durchmesserzuwachses des Instrumentes wurde der ursprüngliche Durchmesser des Instrumentes sowie des Resonanzmarkers an je 20 verschiedenen Stellen mittels einer digitalen Bügel-Messschraube (Micromar 40 EXL, Mahr GmbH, Esslingen, Deutschland) bestimmt. Die Messergebnisse sind in Tabelle A.9 (Anhang, Seite 191) zusammengefasst. Es zeigte sich, dass die Katheter keine ideale Zylinderform aufweisen. Im Mittel beträgt deren Durchmesser $(1,884 \pm 0,027)$ mm. Im Bereich der Resonanzmarker erhöht sich der Durchmesser im Schnitt auf $(1,933 \pm 0,006)$ mm. Damit beträgt der mittlere Durchmesserzuwachs $49 \mu\text{m}$.

Darüber hinaus wurde die Länge des Resonanzmarkers mithilfe eines digitalen Messschiebers (Garant Messtechnik (Hoffmann Group), München, Deutschland) bestimmt. Dieser beträgt durchschnittlich $(11,111 \pm 0,275)$ mm.

Mechanische Charakterisierung In [129] wurde der Scotch-Tape-Test an den an der Otto-von-Guericke Universität gefertigten Mikrospulen durchgeführt. Bei diesem Test zeigten sich keine Ablösung der Metallschicht. Damit sind die Schichthafteigenschaften der auf Katheteroberflächen realisierten Metallschichten als gut einzuschätzen. Weitere Tests hinsichtlich der Schichthafteigenschaften wurden nicht durchge-

führt.

Die Afterloadingkatheter weisen im Vergleich zu intravaskulären Kathetern eine höhere Wanddicke sowie eine höhere Steifigkeit auf. Zudem müssen diese bei ihrem Einsatz nicht gebogen werden, um beispielsweise in enge Gefäße abzubiegen. Aus diesem Grund haben die mechanischen Parameter wie Biegesteifigkeit, Torsionssteifigkeit und axiale Steifigkeit nicht den gleichen Stellenwert wie bei intravaskulären Kathetern. Die entsprechenden Tests wurden daher im Rahmen dieser Dissertation nicht durchgeführt.

Elektrische Charakterisierung Im ersten Schritt wurden die Resonanzmarker mithilfe des *RLC*-Messgerätes PM6306 (Fluke, Everett, USA) vermessen. Dessen maximal einstellbare Messfrequenz beträgt 1 MHz. Darüber hinaus besitzt es eine Messwertauflösung von $\Delta R = \pm 0,01 \text{ m}\Omega$ und $\Delta L = \pm 10 \text{ nH}$. Da die Messfrequenz weit unterhalb der LARMORfrequenz des 3 T MRTs und die Messwertauflösung der Induktivität im Bereich der zu erwartenden Induktivitätswerte liegen, sind hier keine verlässlichen Messwerte zu erwarten. Aus diesem Grund wurde die Messung lediglich zur einfachen Identifizierung von Defekten wie Leiterbahnunterbrechungen angewandt. Die Messung ergab, dass vier von 16 gefertigten Resonanzmarkern aufgrund von solcher Defekte nicht funktionsfähig waren.

Im Anschluss erfolgte die Bestimmung der Resonanzfrequenz f_{res} und Güte Q der Resonanzmarker mithilfe der kontaktlosen Messmethode aus [116]. Die Resonanzmarker koppelten induktiv mit einer konzentrisch angeordneten Messspule ($N = 2$, $d = 13 \text{ mm}$, $R = 205 \text{ m}\Omega$, $L = 61,34 \text{ nH}$). Mithilfe des Vektornetzwerkanalysators ZBV 4 (Rhode & Schwarz, München, Deutschland; max. Messbereich 300 kHz – 4 GHz) wurden die *S*-Parameter aufgenommen. Die Messergebnisse sind in Tabelle 5.2 zusammengefasst.

Die Resonanzmarker besaßen eine durchschnittliche Resonanzfrequenz von $\overline{f_{\text{res}}} = (100,7 \pm 4,6) \text{ MHz}$ und eine Güte von $\overline{Q} = 17,0 \pm 3,9$. Die Varianz der gemessenen Resonanzfrequenzen ist einerseits durch Kurzschlüsse zwischen benachbarten Windungen bedingt, welche eine Verringerung der Induktivität zur Folge haben. Andererseits kann ein ungleichmäßiges Schrumpfen des Mikroschrumpfschlauches einen Einfluss auf die Kapazität der Zylinderanordnung haben. Eine Abstimmung auf die LARMORfrequenz erfolgte durch Kürzen der äußeren Kondensatorelektrode (vgl. Abb. 5.10). Damit verringerte sich die Kapazität, wodurch eine Erhöhung der

5.1. Szenario 1: Visualisierung von flexiblen Instrumenten innerhalb des Patienten

Tabelle 5.2: Elektrische Charakterisierung der Aerosol-Resonanzmarker: gemessene Resonanzfrequenz f_{res} und Güte Q nach der kontaktlosen Methode aus [116]

Nr.	Katheter CK		Katheter CM		Katheter CN		Katheter CP	
	f_{res} [MHz]	Q						
1	100,6	5,5	91,9	17,0	101,8	20,1	102,4	16,5
2	98,7	16,0	99,5	17,0	98,4	19,4	- defekt -	-
3	101,0	19,4	108,7	17,3	- defekt -	-	95,1	19,6
4	104,6	19,9	105,7	16,7	- defekt -	-	- defekt -	-

Resonanzfrequenz erzielt wurde.

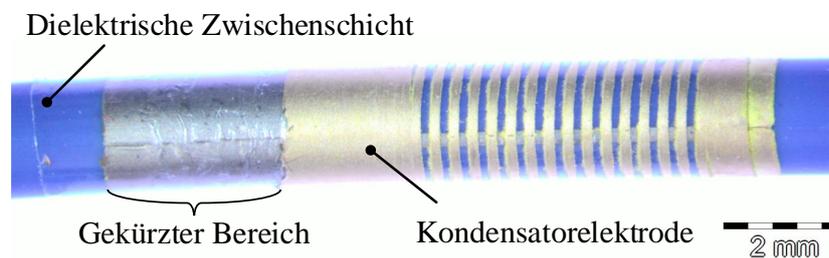


Abbildung 5.10: Kürzung der Kondensatorelektrode zur Abstimmung der Resonanzmarker auf die LARMORfrequenz.

Funktionstest im MRT Die abgestimmten Resonanzmarker wurden hinsichtlich ihrer Funktionsfähigkeit im Magnetresonanztomographen untersucht. Ziel der Untersuchung war es, zu zeigen, dass Resonanzmarker, welche mittels der Aerosol-Depositionstechnologie direkt auf dem Instrument gefertigt werden, eine Signalverstärkung im MR-Bild erzielen. Die Experimente wurden am Philips Achieva 3,0T des Rikshospitalet (Oslo, Norwegen)⁶⁵ durchgeführt. Dieser MR-Scanner besitzt eine LARMORfrequenz von $f_0 = 127,78$ MHz.

Die Katheter wurden in einem Phantombehältnis platziert, welches mit destilliertem Wasser gefüllt war. Dieses Gefäß wurde in der Kopfspule SENSE-Head-8 positioniert, welche im Bereich des FOV eine homogene Sensitivität aufweist. Damit können Einflüsse einer inhomogenen Ausleuchtung auf das erzielbare Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis minimiert werden.

⁶⁵Die Experimente wurden in Zusammenarbeit mit Abubakr El-Didiri (Mitarbeiter von „The Intervention Centre“ des Rikshospitalet Oslo) durchgeführt.

5.1. Szenario 1: Visualisierung von flexiblen Instrumenten innerhalb des Patienten

Tabelle 5.3 listet die getesteten MR-Sequenzen auf. Die Resonanzmarker wurden mit FFE⁶⁶-Sequenzen mit niedrigem Flipwinkel untersucht.

Tabelle 5.3: Funktionstest der Aerosol-Resonanzmarker im MRT: Sequenzparameter

Nr.	Sequenz- typ	T_E [ms]	T_R [ms]	α [°]	SD [mm]	Pixel (akquis.) [mm ²]	FOV [mm ²]	Bemerkung
1	FFE	2,0	6,0	5	10,0	$0,57 \times 0,72$	190×190	Orientierung der Katheter zum \vec{B}_0 -Feld: $\angle \approx 45^\circ$
2	FFE	3,6	7,4	8	10,0	$1,0 \times 1,0$ $1,5 \times 1,5$ $3,0 \times 3,0$	190×190	Orientierung der Katheter zum \vec{B}_0 -Feld: $\angle \approx \{0^\circ, 45^\circ, 90^\circ\}$ Dephasierung des Hintergrundsignals nach [131]

Zunächst wurde der Signalverstärkungseffekt bei einem Flipwinkel von $\alpha = 5^\circ$ und einer Submillimeterauflösung untersucht. Abbildung 5.11(a) zeigt das entsprechende MR-Schnittbild bei initialer Fensterung. Im Bereich der Zylinderspulen ist deutlich eine Signalanhebung zu erkennen. Bei einer Fensterbreite von $W = 3$ und einem hohen Fensterzentrum von $C = 4748$ sind nur noch die Bereiche um die Resonanzmarker zu sehen. An dieser Stelle ist die Signalintensität maximal. In Abbildung A.4 (Anhang, Seite 194) sind die zur Bestimmung des CNR definierten ROI⁶⁷ dargestellt. Das ermittelte Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis lag im Mittel bei $CNR \approx 296$.

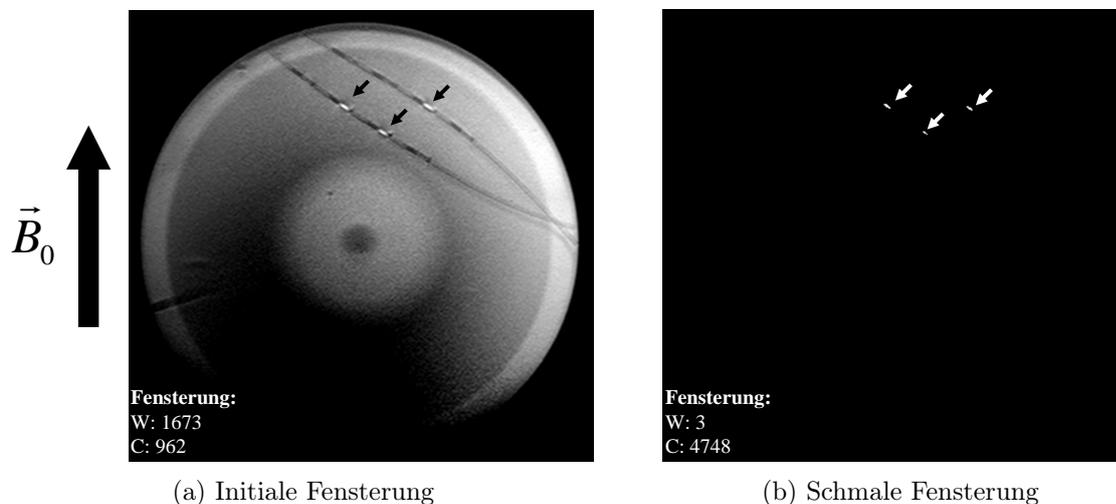


Abbildung 5.11: MRT-Aufnahme der Aerosol-Resonanzmarker: FFE-Sequenz Nr. 1. Die Signalverstärkung durch die Resonanzmarker ist deutlich sichtbar (Pfeile)⁶⁹.

⁶⁶Fast Field Echo; Gradientenechosequenzen mit schnellem T_R und niedrigem Flipwinkel (Bezeichnung an Philips MRTs).

⁶⁷Region of Interest (auszuwertender Bereich)

⁶⁹Die Teilabbildung (a) wurde ähnlicher Art in [86] publiziert (siehe Publikationsverzeichnis).

5.1. Szenario 1: Visualisierung von flexiblen Instrumenten innerhalb des Patienten

Ein Resonanzmarker wurde separat in einem Wasserphantom platziert und in drei verschiedenen Orientierungen zum \vec{B}_0 -Feld ($\angle \approx \{0^\circ, 45^\circ, 90^\circ\}$) mit Sequenz 2 untersucht. Bei dieser Sequenz wurde das Hintergrundsignal gezielt nach [131] dephasiert. Dafür wurde das Gradientenmoment des Refokussierungsgradienten variiert, sodass die Spins innerhalb der angeregten Schicht nicht refokussieren sondern gezielt dephasieren. Wird eine Dephasierung um ein Vielfaches von 360° erzielt, heben sich die Signalanteile auf. In der Folge besitzt dieser Voxel eine Signalintensität von 0. Da die Signalintensität im Bereich des Resonanzmarkers stärker als die des Hintergrundes ist, kompensieren sich die Signalanteile nicht. Daher kommt es dort nicht zu einer Signalauslöschung.

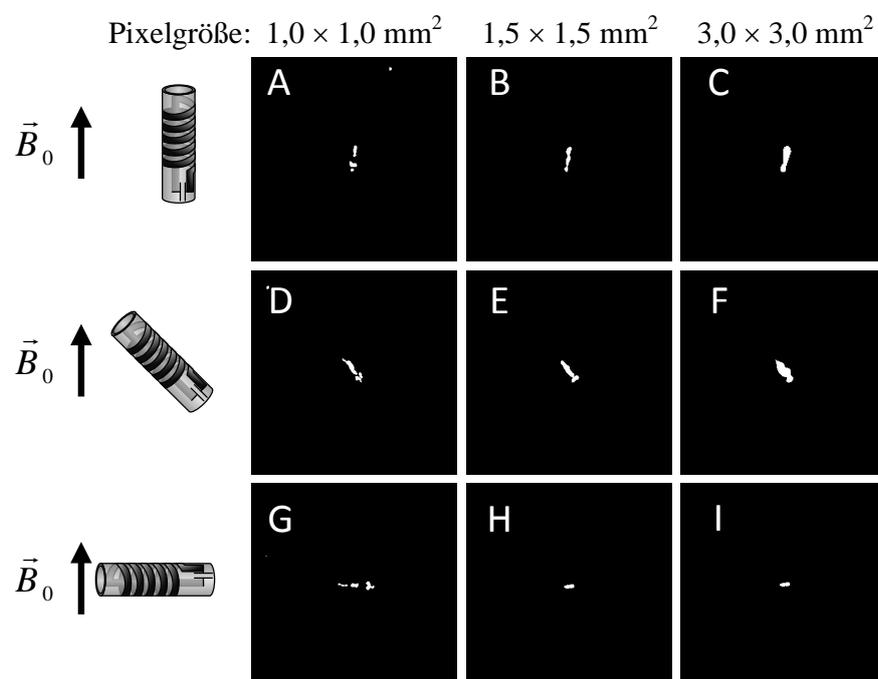


Abbildung 5.12: MRT-Aufnahme der Aerosol-Resonanzmarker: FFE-Sequenz Nr. 2 mit sehr schmaler Fensterung. Der Resonanzmarker wurde parallel (A, B, C), um 45° (D, E, F), sowie senkrecht (G, H, I) zum \vec{B}_0 -Feld orientiert. Die Pixelgröße variierte von $1,0 \times 1,0 \text{ mm}^2$ (A, D, G) über $1,5 \times 1,5 \text{ mm}^2$ (B, E, H) bis zu $3,0 \times 3,0 \text{ mm}^2$ (C, F, I). In allen Fällen kann die Signalveränderung durch den Resonanzmarker klar identifiziert werden⁷¹.

Abbildung 5.12 stellt die aufgenommenen MR-Bilder für die verschiedenen Orientierungen des Resonanzmarkers und für die verschiedenen Pixelgrößen gegenüber. Der Resonanzmarker ist in allen Aufnahmen sehr gut identifizierbar.

⁷¹Die Abbildung wurde ähnlicher Art in [86] publiziert (siehe Publikationsverzeichnis).

Analyse

Die folgende Tabelle fasst die Analyse des Erfüllungsgrades der mittels Aerosol-Deposition gefertigten Resonanzmarker zusammen.

Tabelle 5.4: Szenario 1 (Modell 1): Analyse des Erfüllungsgrades der Anforderungen aus Tabelle A.5 (Seite 184)

Hauptmerkmal	Ergebnisse	Erfüllungsgrad
Gebrauch	Resonanzmarker zeigen bei FFE-Sequenz bis 45° Orientierung zum \vec{B}_0 -Feld eine Signalanhebung (vgl. Abb. 5.11)	100 %
Stoff	keine Suszeptibilitätsartefakte, Materialien erfüllen elektrische Eigenschaften	100 %
Signal	hyperintense Signalveränderung mit $\text{CNR} \approx 296$	100 %
Geometrie	Durchmesserzuwachs erfüllt vorgegebene Anforderungen ¹ , Länge des Resonanzmarker ist um ca. 1 mm zu lang ²	75 %
Elektrik / Elektronik	Güte Q ausreichend hoch; Resonanzfrequenz konnte abgestimmt werden; keine SMD-Bauteile notwendig; kein elektrischer Anschluss notwendig	100 %
Mechanik	Scotch-Tape-Test bestanden	100 %

¹ Hierbei ist die biokompatible Beschichtung noch nicht mit einbezogen. Diese würde den Durchmesser nochmals um ca. 26 μm (Mikroschrumpfschlauch) erhöhen. Der Durchmesserzuwachs ist noch im Bereich der geforderten 100 μm .

² Der Messwert bezieht sich auf den Resonanzmarker mit ungekürzter Kondensatorelektrode. Bei Fertigung der Resonanzmarker mit den entsprechend benötigten Kondensatormaßen wäre die Länge im Bereich der vordefinierten Anforderungen.

5.1.4 Modell 2: Leiterschleife und SMD-Kondensator

Design und Technologieauswahl

Für die Leiterschleife wurde ebenfalls eine Simulation mittels FastHenry zur Bestimmung der Induktivität durchgeführt. Abbildung 5.13 zeigt ein Beispiel für ein 3D-Modell einer untersuchten Leiterschleife.

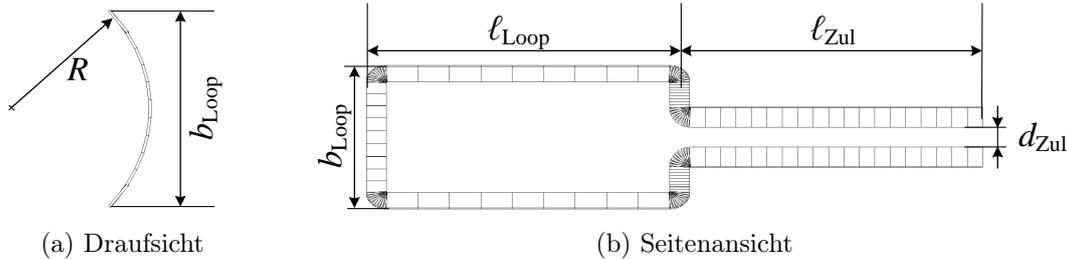


Abbildung 5.13: 3D-Simulationsmodell einer Leiterschleife in FastHenry mit Innenradius R , Länge ℓ_{Loop} und Breite b_{Loop} . Die Zuleitungen mit einer Länge $\ell_{\text{Zuleitung}}$ und einem Abstand $d_{\text{Zuleitung}}$ werden in dieser Simulation ebenfalls berücksichtigt.

Neben der Leiterschleife wurden auch die Zuleitungen zum Kondensator in der Simulation berücksichtigt. Tabelle 5.5 fasst die geometrischen Parameter der untersuchten Leiterschleifen zusammen.

Tabelle 5.5: Leiterschleife: Geometrieparameter und mittels FastHenry berechnete Induktivitäten sowie Leiterwiderstände bei $f = 123,26$ MHz

Nr.	b_{Loop} [mm]	ℓ_{Loop} [mm]	ℓ_{Zul} [mm]	d_{Zul} [μm]	w [μm]	h [μm]	L [nH]	R [m Ω]
1	1,57	10	13	300	200	12	24,7	0,59
2	1,57	10	13	300	300	12	21,3	0,41
3	1,57	10	13	300	400	12	18,9	0,31

Die Berechnungen erfolgten bei einer Frequenz von 123,26 MHz. Bei dieser Frequenz beträgt die Skintiefe für Kupfer ($\kappa = 58 \frac{\text{m}}{\Omega \text{mm}^2}$) 5,95 μm . Die Dicke h der metallischen Schicht ist mit 12 μm annähernd doppelt so dick. Der Skineffekt wurde daher durch Unterteilung der Segmente in 3×10 Filamente berücksichtigt.

Der Vergleich der Fertigungstechnologien (Tabelle 4.2, Seite 87) zeigt, dass sich für die Realisierung der Leiterschleife auf einem Polymerkatheter die Aerosol-Depositionstechnologie, das Heißprägeverfahren, die flexible Leiterplattentechnik, sowie die

Dünnschichtflextechnologie eignet. Im Rahmen der Dissertation wurde das Heißprägeverfahren für die Fertigung der Leiterschleife auf dem Katheter näher untersucht. Dies ermöglicht eine Einbettung der Metallstrukturen direkt in die Katheterwand. Die Fertigung eines Kondensators mithilfe dieses Verfahrens erfordert die Verwendung mehrlagiger vorstrukturierter Folien. Dies war zunächst nicht Gegenstand der Untersuchung.

Realisierung

Die Realisierung der Resonanzmarker mithilfe des Heißprägeverfahrens⁷² erfolgte in zwei Phasen. Im ersten Schritt wurde das Heißprägen von Metallfolien auf planaren Kunststoffsubstraten untersucht, um die optimierten Prägeparameter zu identifizieren. Diese dienten als Grundlage für das darauffolgende Prägen auf den 6 F-Polymerkathetern.

Heißprägen von Metallfolie auf planaren Kunststoffsubstraten Für die Vorversuche wurden mittels Spritzguss zylindrische Kunststoffsubstrate mit einem Durchmesser von 58 mm und einer Höhe von 2,5 mm hergestellt⁷³. Für die Testprägungen wurde ein Prägestempel aus Messing gefertigt, welcher drei Leiterschleifen (Parameterkombinationen 1-3 aus Tabelle 5.5), sowie Teststrukturen (Linienbreiten und -abstände von 1 µm bis 1 mm sowie Kreis- und Mäanderstruktur) enthielt (vgl. Abb. 5.14).

Es wurde sowohl eine oxidierte Aluminiumfolie⁷⁴ (NEOTÉN[®] GmbH & Co. KG, Salzgitter, Deutschland) als auch eine ED⁷⁵-Kupferfolie mit einseitiger Braunoxidbehandlung (Typ JTC HTE, GOULD Electronics GmbH, Eichstetten am Kaiserstuhl, Deutschland) untersucht. Beide Folien besaßen eine Dicke von 9 µm. Die Versuche erfolgten an der Prägeanlage HEX 01 (JENOPTIK Laser, Optik, Systeme GmbH, Jena, Deutschland).

⁷²Die Fertigung erfolgte durch Herrn Dipl.-Ing. Stephan Friesecke im Rahmen seiner Diplomarbeit [132], welche durch Herrn Dr.-Ing. habil. Markus Detert (Institut für Mikro- und Sensorsysteme / Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg) und mich betreut wurde. Teilergebnisse wurden u. a. in [133] veröffentlicht.

⁷³Die Fertigung der planaren Substrate erfolgte durch Herrn Ranzenberger (Institut für Mikro- und Sensorsysteme / Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg)

⁷⁴Oxidation im Gleichstrom-Schwefelsäure-Verfahren nach [105]

⁷⁵Electric Deposit; Kupfer, welches durch ein galvanisches Verfahren auf ein Substrat (z. B. Folie) aufgebracht wurde.

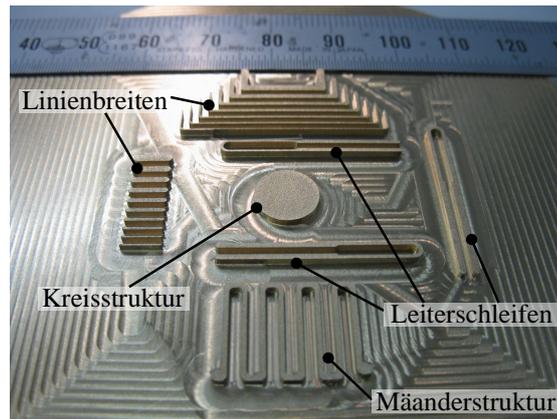


Abbildung 5.14: Prägestempel für planare Kunststoffsubstrate (Photo © Stephan Friesecke)

Die Prägeergebnisse sind in Abbildung 5.15 für beide Metallfolien dargestellt. Es zeigt sich, dass alle vorgegebenen Leiterbahnbreiten (200 μm bis 400 μm) gefertigt werden konnten.

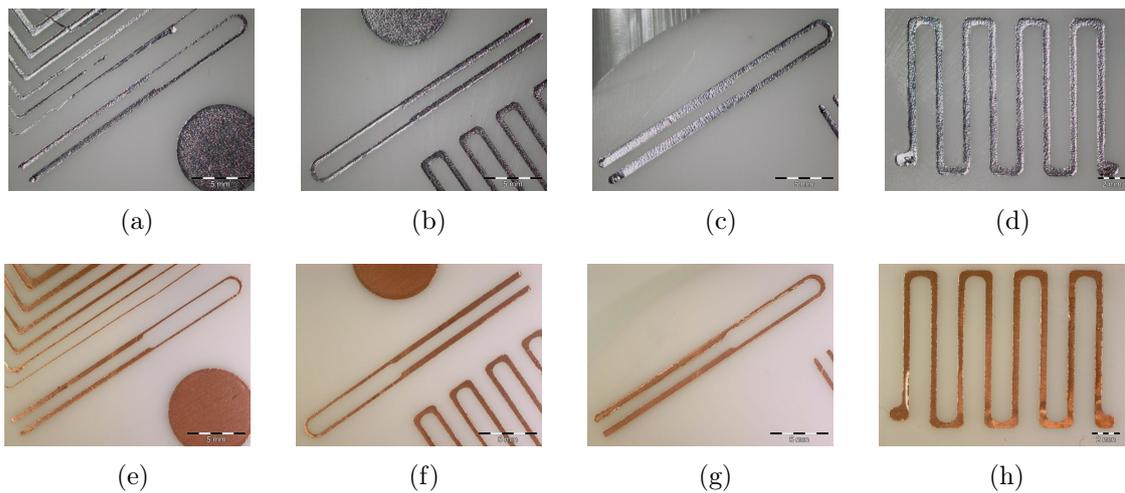


Abbildung 5.15: Prägeergebnisse auf planaren Kunststoffsubstraten. Es wurde oxidierte Aluminiumfolie (a-d) sowie ED-Kupferfolie mit einseitiger Braunoxidbehandlung (e-h) verwendet. Die Mikroskopaufnahmen zeigen Leiterschleifen mit 200 μm (a,e), 300 μm (b,f) und 400 μm (c,g) Leiterbahnbreiten sowie geprägte Mäanderstrukturen (d,h). (Mikroskopaufnahmen © Stephan Friesecke)

Heißprägen von Metallfolie auf 6 F-Kathetern Ausgehend von dem Stempeldesign für die planaren Substrate wurde ein Prägestempel für 6 F-Katheter mit der dazugehörigen Katheterfixierung gefertigt (vgl. Abb. 5.16(a) und 5.16(b)). Der Prä-

5.1. Szenario 1: Visualisierung von flexiblen Instrumenten innerhalb des Patienten

gestempelt besaß die Negative der drei zu prägenden Leiterschleifen. Für die Tests wurde die Prägung der Metallfolien auf zwei Kathetern untersucht:

- Katheter 1: blauer 6 F-Katheter, Einschichtaufbau, einlumig, Material: Rilsan[®] BESN O TL + 40 %BaSO₄ [134] (Novoplast Schlauchtechnik GmbH, Halberstadt, Deutschland)
- Katheter 2: grauer 6 F-Katheter, Mehrschichtaufbau, einlumig, Außenmaterial: Tecoflex EG65D-B20 [134] (Novoplast Schlauchtechnik GmbH, Halberstadt, Deutschland)

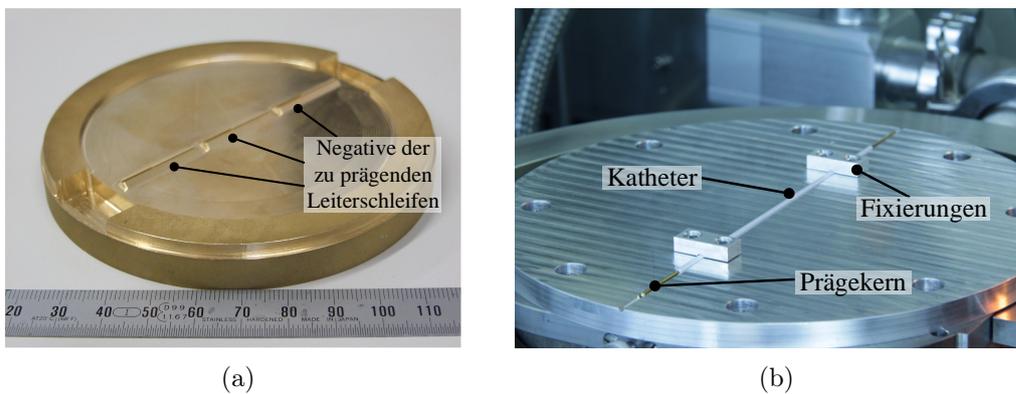


Abbildung 5.16: Prägestempel für 6 F-Katheter (a). In (b) ist die Katheterfixierung dargestellt (Photos © Stephan Friesecke)

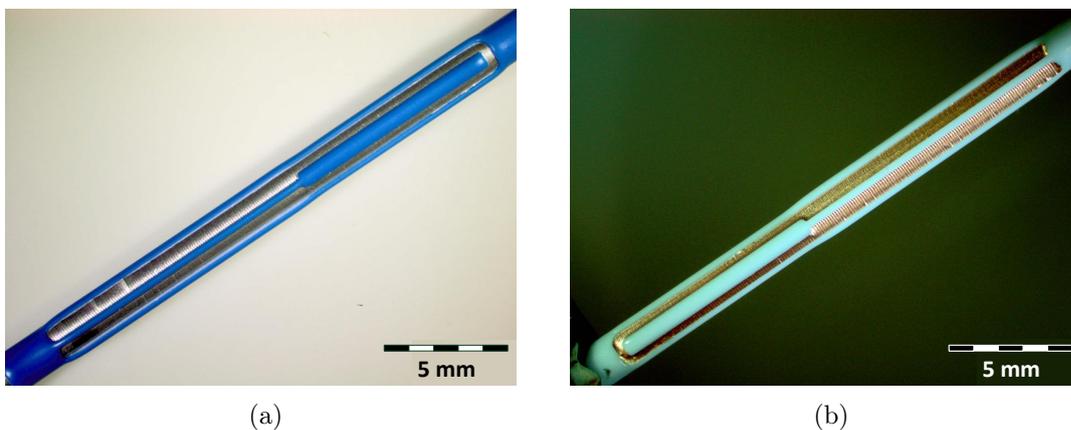


Abbildung 5.17: Prägeergebnisse auf 6 F-Kathetern. Es wurde oxidierte Aluminiumfolie (a) sowie ED-Kupferfolie mit einseitiger Braunoxidbehandlung (b) verwendet. Die Mikroskopaufnahmen zeigen Leiterschleifen mit 400 µm Leiterbahnbreite. (Mikroskopaufnahmen © Stephan Friesecke)⁷⁷

⁷⁷Die Teilabbildung (a) wurde ähnlicher Art in [86] publiziert (siehe Publikationsverzeichnis).

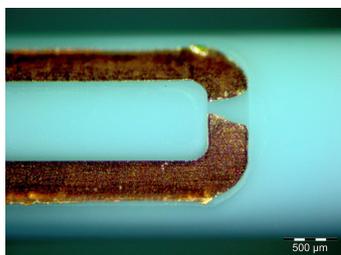
5.1. Szenario 1: Visualisierung von flexiblen Instrumenten innerhalb des Patienten

Bei den Experimenten zeigte sich, dass für die Prägung auf Katheter 1 die oxidierte Aluminiumfolie besser geeignet war, wohingegen die ED-Kupferfolie sehr gute Prägeergebnisse auf Katheter 2 zeigte (vgl. Abb. 5.17). Aufgrund der Materialverdrängung bildeten sich Prägewülste aus. Die optimierten Prägeparameter für die betrachteten Substrate und Metallfolien sind in Tabelle 5.6 zusammengefasst.

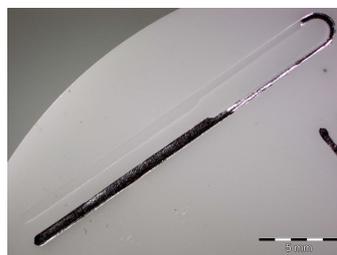
Tabelle 5.6: Optimierte Prägeparameter für planare Substrate und Katheter (laut [132])

Substrat	Folie	Prägekraft	Temp. Prägestempel	Haltezeit	Hubgeschwindigkeit
		$F_{\text{Präge}}$ [kN]	δ_{Stempel} [°C]	t_{Halte} [s]	v_{Hub} [$\frac{\text{mm}}{\text{min}}$]
planar	Al, oxidiert	20	85	0,05	50
planar	ED-Cu, Braunoxid	30	84-87	0,05	50
Katheter 1	Al, oxidiert	7,5	100	0,05	1
Katheter 2	ED-Cu, Braunoxid	7	80	0,05	1

Bei der Fertigung traten verschiedene Fertigungsfehler auf, welche in Abbildung 5.18 dargestellt sind. Zum einen kam es zu Leiterbahnunterbrechungen, welche auf mechanische Spannungen in der Folie zurückzuführen sind. Des Weiteren traten bei zu geringer Temperatur des Prägestempels oder zu geringer Prägekraft eine teilweise oder komplette Ablösung der Metallfolie aufgrund der damit einhergehenden unzureichenden Haftung auf. Wurde die Metallfolie nicht komplett abgeschert, so ließ sich die Restfolie nicht komplett ablösen.



(a) Leiterbahnunterbrechung



(b) Unzureichende Haftung der Metallfolie



(c) Unzureichende Ablösung der Restfolie

Abbildung 5.18: Beobachtete Fertigungsfehler beim Heißprägen (Mikroskopaufnahmen © Stephan Friesecke)

Darüber hinaus ist das Heißprägen durch eine Materialverdrängung charakterisiert. Um eine ausreichende Haftung der Metallfolie im Polymer zu erzielen, muss die Folie tief genug in das Material geprägt werden. Dadurch entstehen sogenannte Prägewülste (vgl. Abb. 5.19(a)). Ein weiterer Effekt ist in der Verbreiterung des Instrumentes quer zur Prägerichtung zu sehen (vgl. Abb. 5.19(b)).

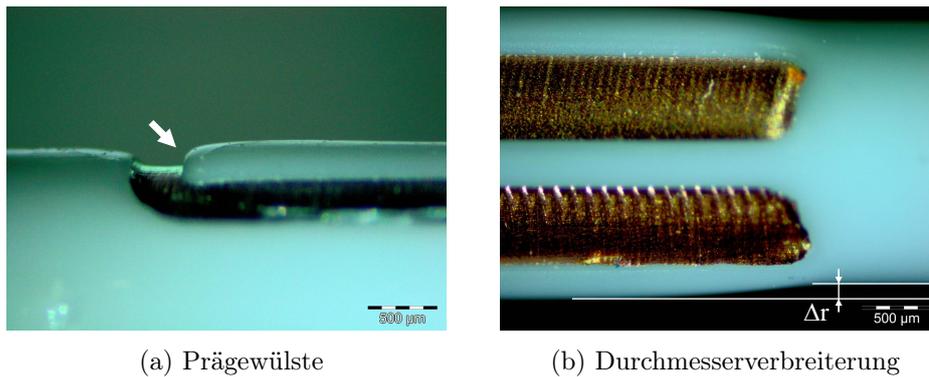


Abbildung 5.19: Fertigungsbedingte Abweichungen beim Heißprägen durch Materialverdrängung (Mikroskopaufnahmen © Stephan Friecke)

Evaluierung

Die Resonanzmarker auf den planaren Substraten sowie auf den 6 F-Kathetern wurden hinsichtlich ihrer elektrischen und mechanischen Eigenschaften untersucht und anschließend im MRT getestet⁷⁸.

Geometrische Charakterisierung Die auf den Kathetern realisierten Leiterschleifen wurden vor der Kontaktierung der SMD-Kondensatoren geometrisch charakterisiert. Es wurde an je 20 Stellen der Durchmesser der Katheter mit und ohne Leiterschleife sowie die Länge der geprägten Struktur gemessen. Im Bereich der Leiterschleifen wurde der Durchmesser in Prägerichtung sowie senkrecht dazu bestimmt (vgl. Abb. 5.20). Die Durchmesserbestimmung erfolgte hierbei mittels der

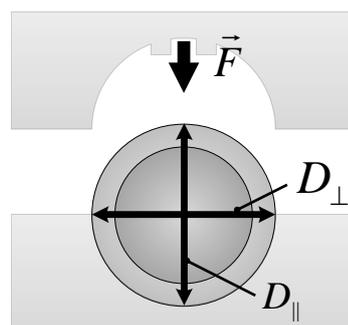


Abbildung 5.20: Geometrieparameter bei den heißgeprägten Resonanzmarkern: Durchmesser D_{\parallel} parallel zur Prägerichtung und D_{\perp} senkrecht dazu

digitalen Bügelmessschraube Micromar 40 EXL (Mahr GmbH, Esslingen, Deutsch-

⁷⁸Die Evaluierung erfolgte größtenteils durch Herrn Dipl.-Ing. Stephan Friecke im Rahmen der durch Herrn Detert und mir betreuten Diplomarbeit.

land), wohingegen die Längenmessung mit einem digitalen Messschieber (Garant Messtechnik (Hoffmann Group), München, Deutschland) erfolgte. Die Messwerte sind in Tabelle A.11 (Anhang, Seite 193) zusammengefasst. Katheter 1 weist im Mittel einen Durchmesser von $(1,938 \pm 0,006)$ mm auf. Parallel zur Prägerichtung war eine geringfügige Durchmesserergrößerung zu verzeichnen ($D_{\parallel} = (1,948 \pm 0,029)$ mm, Differenz: $10 \mu\text{m}$). Der Durchmesserzuwachs senkrecht zur Prägerichtung war mit $101 \mu\text{m}$ sehr stark ($D_{\perp} = (2,039 \pm 0,031)$ mm). Die Messung ergab weiterhin, dass Katheter 2 (grau) im Mittel einen Durchmesser von $(1,935 \pm 0,006)$ mm aufweist. Durch die Prägung kam es senkrecht zur Prägerichtung zu einer Aufweitung auf $(1,993 \pm 0,060)$ mm (Differenz: $+58 \mu\text{m}$). In Prägerichtung betrug der mittlere Katheterdurchmesser lediglich $(1,934 \pm 0,035)$ mm (Differenz: $-1 \mu\text{m}$). Aufgrund der Materialverdrängung beim Prägeprozess kam es somit zu bereichweisen Verformungen des Katheters. Die Form des Katheters entspricht somit nicht mehr der zylindrischen Form. Die Länge der Leiterschleifen auf Katheter 2 beträgt im Mittel Länge $(23,1 \pm 0,2)$ mm.

Mechanische Charakterisierung Ein Scotch-Tape-Test wurde für die planaren Substrate, sowie für die Katheter durchgeführt. Bei den planaren Substraten wurden bei beiden Metallfolien unter Verwendung der jeweils optimierten Prägeparameter weniger als 25 % der Metallfolie abgelöst [132]. Die auf Katheter 1 mittels oxidiertes Aluminiumfolie realisierten Leiterschleifen wiesen eine unzureichende Haftfestigkeit auf. Weniger als 50 % der Metallfolie verblieben nach Abziehen des Klebebandes auf dem Katheter. Im Gegensatz dazu zeigte die ED-Kupferfolie auf Katheter 2 eine sehr gute Haftfestigkeit [132]. Bei den getesteten Kathetern wurden keine Ablösungen beobachtet.

Elektrische Charakterisierung Die Leiterschleifen wurden mit MR-kompatiblen SMD-Kondensatoren ausgestattet, um auf die Resonanzfrequenz des MR-Scanners MAGNETOM Skyra 3 T abgestimmt zu werden. Die Kontaktierung erfolgte bei der ED-Kupferfolie durch Weichlöten, wohingegen die SMD-Kondensatoren bei der Aluminiumfolie mittels elektrisch leitfähigem Zweikomponentenkleber (Circuit Works-CW2400, ITW Chemtronics, Kennesaw, USA) angebracht werden mussten. Tabelle 5.7 fasst die mittels induktiver Kopplung gemessenen Resonanzfrequenzen und Güten ausgewählter Resonanzmarker zusammen.

5.1. Szenario 1: Visualisierung von flexiblen Instrumenten innerhalb des Patienten

Tabelle 5.7: Elektrische Charakterisierung der heißgeprägten Resonanzmarker: gemessene Resonanzfrequenz f_{res} und Güte Q nach der kontaktlosen Methode aus [116] (laut [132])

Substrat	Folie	Leiterbahnbreite	Resonanzfrequenz	Güte
		w [μm]	f_{res} [MHz]	Q
planar	Al, oxidiert	200	130,66	16,1
planar	Al, oxidiert	400	124,07	6,1
planar	ED-Cu, Braunoxid	200	123,95	26,8
planar	ED-Cu, Braunoxid	300	129,01	28,3
Katheter 2	ED-Cu, Braunoxid	200	124,60	30,8
Katheter 2	ED-Cu, Braunoxid	200	123,10	21,1
Katheter 2	ED-Cu, Braunoxid	300	124,50	31,6
Katheter 2	ED-Cu, Braunoxid	300	124,10	29,9
Katheter 2	ED-Cu, Braunoxid	400	123,90	29,4
Katheter 2	ED-Cu, Braunoxid	400	126,00	34,5

Funktionstest im MRT Die abgestimmten Resonanzmarker auf dem planaren Substrat, sowie auf den 6 F-Kathetern wurden im 3 T MRT MAGNETOM Skyra (Siemens AG Healthcare Sector, Erlangen, Deutschland) hinsichtlich ihrer Funktionsfähigkeit untersucht. Dabei wurden die Testobjekte in einem Gefäß mit Wasser positioniert, wobei auf eine optimale Kopplung zum hochfrequenten \vec{B}_1 -Feld geachtet wurde. Das Phantomgefäß wurde in einer 20-Kanal-Kopfspule platziert. Tabelle 5.8 listet die Parameter der getesteten FLASH-Sequenz auf.

Tabelle 5.8: Funktionstest der heißgeprägten Resonanzmarker im MRT: Sequenzparameter

Nr.	Sequenz- typ	T_E [ms]	T_R [ms]	α [°]	sd [mm]	Pixel (akquis.) [mm^2]	FOV [mm^2]	Bemerkung
1	FLASH	2,7	440	8	4,0	$0,47 \times 0,59$	150×150	Test planares Substrat; Orientierung der Spulenfläche zum \vec{B}_0 -Feld: $\angle \approx 90^\circ$
2	FLASH	2,5	351	2	3,0	$0,69 \times 0,86$	220×220	Test Katheter; Orientierung der Katheter zum \vec{B}_0 -Feld: $\angle \approx 90^\circ$

Die dazugehörigen MRT-Aufnahmen sind in Abbildung 5.21 dargestellt. Die obere Reihe zeigt Schichtbilder mit einem planarem Resonanzmarker bei initialer Fensterung (vgl. Abb. 5.21(a)) sowie bei schmaler Fensterung (vgl. Abb. 5.21(b)). Der

⁸⁰Die Teilabbildung (c) wurde ähnlicher Art in [86] publiziert (siehe Publikationsverzeichnis).

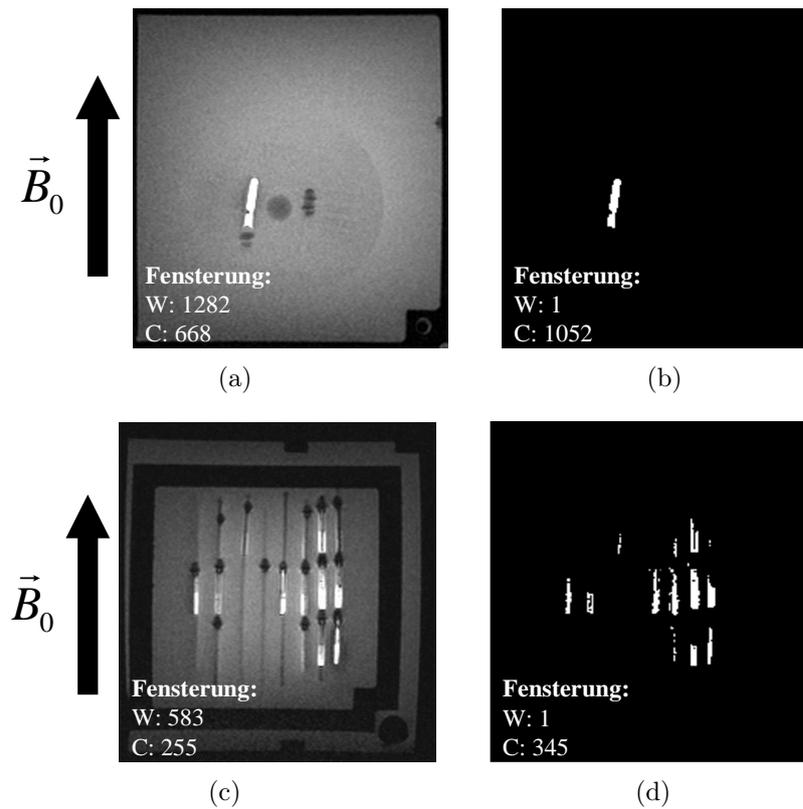


Abbildung 5.21: MRT-Aufnahme der heißgeprägten Resonanzmarker: getestet wurde ein Resonanzmarker mit oxidiertem Aluminiumfolie auf planarem Kunststoffsubstrat (a,b) sowie mehrere Katheter mit ED-Kupferfolie mit einseitiger Braunoxidbehandlung (c,d). Dargestellt ist jeweils die MRT-Aufnahme der FLASH-Sequenz initialer Fensterung (a,c) sowie mit schmaler Fensterung (b,d)⁸⁰.

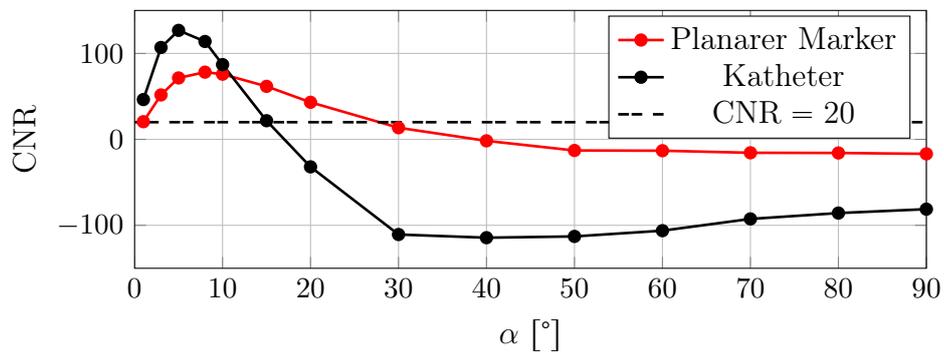


Abbildung 5.22: Gemessenes CNR für Resonanzmarker auf planarem Substrat (rot) und auf 6 F-Katheter (schwarz) abhängig vom Flipwinkel α

5.1. Szenario 1: Visualisierung von flexiblen Instrumenten innerhalb des Patienten

Resonanzmarker verursacht eine deutliche lokale Änderung der Signalintensität. Im Vergleich dazu zeigt die untere Reihe der Abbildung ein Schichtbild mit mehreren Kathetern, auf welchen sich jeweils drei Resonanzmarker befinden. Hierbei ist zu beachten, dass aufgrund von Fertigungsfehlern nicht alle Resonanzmarker funktionsfähig waren. Die abgestimmten Resonanzmarker erzeugen lokale Signalverstärkungen.

Das Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis des getesteten Resonanzmarkers auf dem planaren Substrat sowie eines Resonanzmarkers auf dem 6 F-Katheter wurde für unterschiedliche Flipwinkel bestimmt (vgl. Abb. 5.22). Es zeigt sich, dass beide ein Maximum bei einem niedrigen Flipwinkel aufweisen.

Analyse

Die folgende Tabelle fasst die Analyse des Erfüllungsgrades der mittels Heißprägetechnologie gefertigten Resonanzmarker zusammen. Bei der Beurteilung der Geometrie wurden hierbei die Resonanzmarker unabhängig von den angebrachten SMD-Kondensatoren beurteilt.

Tabelle 5.9: Szenario 1 (Modell 2): Analyse des Erfüllungsgrades der Anforderungen aus Tabelle A.5 (Seite 184)

Hauptmerkmal	Ergebnisse	Erfüllungsgrad
Gebrauch	Signalanhebung bei Orientierung parallel zu \vec{B}_0 bei der getesteten FLASH-Sequenz	100 %
Stoff	Suszeptibilitätsartefakte durch die verwendeten SMD-Kondensatoren; verwendete Materialien erfüllen ihre elektrischen Eigenschaften	100 %
Signal	hyperintense Signalveränderung, $\text{CNR} > 20$ für $\alpha < 20$	100 %
Geometrie	Durchmesserzuwachs innerhalb der vorgegebenen Grenzen; bereichsweise Verformung des Katheters; Resonanzmarker zu lang	33 %
Elektrik / Elektronik	Güte Q ausreichend hoch; Resonanzfrequenz konnte abgestimmt werden; SMD-Bauteile notwendig; kein elektrischer Anschluss notwendig	75 %
Mechanik	Scotch-Tape-Test bestanden für ED-Kupferfolie auf Katheter 2	100 %

5.2 Szenario 2: Visualisierung von rigiden Instrumenten innerhalb des Patienten

5.2.1 Anwendungsszenario

Bei verdächtigen MRT-Befunden der Knochen werden Gewebeproben zur histologischen Abklärung und Feststellung der Dignität des Tumors durchgeführt [135]. Mögliche Zielgebiete sind hierbei beispielsweise das Becken, die Extremitäten (Oberschenkel, Oberarm) sowie das Schulterblatt [135]. Der Ablauf der MR-geführten Intervention wird in [135] näher beschrieben. Dabei wird zunächst der Patient sediert und ein präinterventioneller Planungsdatensatz aufgenommen. Anhand dieses Datensatzes werden das Zielgebiet sowie die Einstichstelle definiert. Das Vorstechen bis zum Knochen erfolgt mit einer 18 G⁸¹ Punktionsnadel unter lokaler Anästhesie. Anschließend wird ein Trokar bestehend aus einem Dilatator (koaxiale Kanüle als Zugangsweg) und einem spitzen Mandrin (Führungsstab) eingeführt. Der Trokar wird bis zur Knochenoberfläche vorgeschoben. Im Anschluss wird der Mandrin entfernt und der Knochenbohrer eingeführt. Dieser besitzt ein Lumen, damit das tumoröse Bohrmehl durch dieses abgeführt werden kann. Wenn die Läsion erreicht ist, wird der Hohlbohrer entfernt und durch ein Biopsiegerät ersetzt. Laut [136] besteht ein Problem beim Bohren darin, dass der Bohrer im signalarmen Knochengewebe nur schlecht sichtbar ist. Eine Verbesserung der Visualisierung kann hierbei durch die Verwendung von Resonanzmarkern erfolgen. Dies setzt jedoch voraus, dass die auszurüstenden Instrumente aus Materialien bestehen, welche das statische Magnetfeld nicht beeinflussen. Instrumente wie Punktionsnadeln aus Titan sind zwar MR-sicher, führen jedoch zu einer örtlich begrenzten Magnetfeldverzerrung und erzeugen in der Folge Suszeptibilitätsartefakte. Aus diesem Grund sind solche Instrumente für die Ausstattung mit Resonanzmarkern ungeeignet. Geeignet sind hingegen keramische Knochenbohrer wie sie in [137] vorgestellt werden.

5.2.2 Anforderungen an die Resonanzmarker

Die Anforderungsliste wurde nach der in [84] vorgeschlagenen Leitlinie anhand einer Hauptmerkmalsliste erstellt. Eine übersichtliche Darstellung ist der Tabelle A.6 im Anhang A.6.2 auf Seite 185 zu entnehmen.

⁸¹18 G entspricht 1,2 mm Außendurchmesser

Gebrauch

Keramische Knochenbohrer ausgestattet mit Resonanzmarkern, stellen aktive, chirurgisch-invasive Medizinprodukte dar. Damit gehören sie zur Medizinprodukteklasse IIa (Regel 6 (Tabelle A.3)). Als invasives Medizinprodukt muss die Biokompatibilität sowie Sterilisierbarkeit der Kontaktflächen gewährleistet sein.

Die Resonanzmarker sollen für den Einsatz im MAGNETOM Skyra 3 T (LARMORfrequenz $f_0 = 123,26$ MHz) ausgelegt sein. Der Zugangsweg erfolgt je nach Zielgebiet dorsal bzw. ventral (Becken) oder lateral (Extremitäten). Damit ist die Orientierung senkrecht zum \vec{B}_0 -Feld, wobei eine Anwinkelung von bis zu $\pm 30^\circ$ zu erwarten ist.

Stoff

In [137] wird ein MR-kompatibler Knochenbohrer vorgestellt, welcher aus Zirkonia gefertigt wurde (vgl. Abb. 5.23). Das Material erscheint im MR-Schnittbild hypointens aufgrund des Nichtvorhandenseins von signalgebenden Wasserstoffatomen. Das Artefakt entspricht annähernd dem Durchmesser (abhängig von der gewählten Pixelgröße) und ist für das verwendete Material unabhängig von der statischen magnetischen Flussdichte \vec{B}_0 [138].



Abbildung 5.23: (a) MR-kompatibles Knochenbiopsiesystem [137] bestehend aus (I) Handgerät, (II) Keramikbohrer, (III) koaxiale Kanüle, (IV) Mandrin. (b) Je nach Anwendungsfall werden verschiedene Bohrköpfe benötigt. So wurde ein langer Spiralbohrer mit exzentrischer Schneide (B1), ein Hohlbohrer mit Fräszähnen (B2), sowie ein Spiralbohrer (B3) in [137] vorgestellt.

Die zu verwendenden Materialien zum Aufbau des Resonanzmarkers müssen der MR-Kompatibilität genügen. Des Weiteren müssen die Leiterstrukturen sowie die dielektrischen Zwischenschichten entsprechend ausgelegt werden, um die notwendigen elektrischen Anforderungen zu erfüllen.

Energie

Die Anforderungen entsprechen denen aus Szenario 1 (siehe Seite 102).

Geometrie

Der Knochenbohrer besitzt einen Außendurchmesser von 2 mm bis 3 mm. Um ein reibungsarmes Einführen in den Trokar zu gewährleisten, darf der Durchmesserzuwachs nicht mehr als 5 % betragen. Die maximale Gesamtlänge des Resonanzmarkers wurde auf 20 mm begrenzt.

Elektrik / Elektronik

Die Anforderungen entsprechen denen aus Szenario 1 (siehe Seite 104).

Mechanik

Die Anforderungen entsprechen denen aus Szenario 1 (siehe Seite 104).

5.2.3 Design und Technologieauswahl

Die Orientierung des Instrumentes senkrecht zum statischen Magnetfeld erfordert die Realisierung einer Zylinderspule. Da die Instrumente auch angewinkelt eingeführt werden können, sind auch Spiral- und Sattelspulen als auch Leiterschleifen geeignet. Für die Realisierung von elektrisch leitenden Strukturen in Kombination mit dielektrischen Strukturen auf keramischen Substraten eignet sich die Dickschicht-hybridtechnologie sehr gut (vgl. Tabelle 4.2, Seite 87). Im Rahmen dieser Arbeit wurden Spiralspulen mit integriertem Plattenkondensator untersucht. Dafür wurde zunächst die Induktivität und der Widerstand der Spiralspule mittels FastHenry bestimmt. Die verwendete elektrisch leitende Dickschichtpaste besitzt eine elektrische Leitfähigkeit von $\kappa = 19,7 \cdot 10^6 \frac{\text{S}}{\text{m}}$ ⁸². Die Dicke h der elektrisch leitenden Schicht wurde mit 25 μm angenommen. Bei einer Simulationsfrequenz von 123,26 MHz beträgt

⁸²Schichtwiderstand LTCC-Paste: $R_{\square} = 2 \text{ m}\Omega/\square$ bei $d = 25,4 \mu\text{m}$ [139] ergibt $\kappa = \frac{1}{R_{\square} \cdot d} = 19,7 \cdot 10^6 \frac{\text{S}}{\text{m}}$

5.2. Szenario 2: Visualisierung von rigiden Instrumenten innerhalb des Patienten

die Skin-Tiefe $10,2\ \mu\text{m}$. Zur Berücksichtigung des Skin-Effektes wurden die Segmente der Leiterstruktur in je 5×7 Filamente unterteilt. Das 3D-Simulationsmodell der Spiralsule ist in Abbildung 5.24 dargestellt.

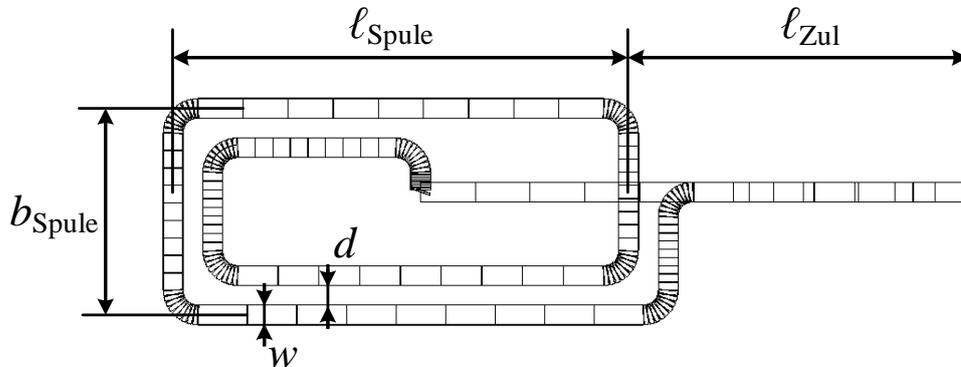


Abbildung 5.24: 3D-Simulationsmodell einer Spiralspule in FastHenry mit Länge ℓ_{Spule} und Breite b_{Spule} . Die Leiterbahnen haben eine Breite w und einen Abstand d zueinander. Die Zuleitungen mit einer Länge ℓ_{Zul} werden in dieser Simulation ebenfalls berücksichtigt.

Tabelle 5.10 fasst die geometrischen Parameter der untersuchten Spiralspulen sowie die bestimmten Induktivitäten und Widerstände zusammen.

Tabelle 5.10: Spiralspule: Geometrieparameter und mittels FastHenry berechnete Induktivitäten sowie Leiterwiderstände bei $f = 123,26\ \text{MHz}$

Nr.	ℓ_{Spule} [mm]	b_{Spule} [mm]	ℓ_{Zul} [mm]	w [μm]	d [μm]	h [μm]	N	L [nH]	R [m Ω]
1	5	2,5	4	200	200	25	2	20,1	543
2	10	2,5	4	200	200	25	2	37,9	883
3	5	2,5	4	100	100	25	2	29,3	1049
4	10	2,5	4	100	100	25	2	52,5	1683
5	10	1,5	4	100	100	25	2	40,3	1580

5.2.4 Realisierung

Ziel war die Untersuchung der Realisierbarkeit und Funktionsfähigkeit von planaren Resonanzmarkern, welche mittels LTCC-Technologie gefertigten wurden⁸³. Die

⁸³Die Fertigung erfolgte durch Herrn Dr.-Ing. Marco Luniak (Aufbau- und Verbindungstechnik der Elektronik / Technische Universität Dresden).

5.2. Szenario 2: Visualisierung von rigiden Instrumenten innerhalb des Patienten

Leiterbahnen wurden mit der Goldpaste „C4007“ (Ferro Electronic Material, Mayfield Heights, USA) [139] realisiert. Zur Fertigung der dielektrischen Schicht des Plattenkondensators wurde die dielektrische Dickschichtpaste „IP 9117E“ (Heraeus Precious Metals GmbH & Co. KG, Hanau, Deutschland) [140] genutzt. Die relative Permittivität wird im Datenblatt mit $7,5 \dots 9,5$ bei $f = 1$ kHz angegeben. Da die relative Permittivität für $f = 123,26$ MHz nicht bekannt ist, wurden je Spulengeometrie aus Tabelle 5.10 drei verschiedene Maße des Plattenkondensators gefertigt, um verschiedene Resonanzfrequenzen zu erzielen. Die Maße dafür sind in Tabelle 5.11 zusammengefasst.

Tabelle 5.11: Spiralspule: Geometrieparameter und mittels FastHenry berechnete Induktivitäten sowie Leiterwiderstände bei $f = 123,26$ MHz

Nr.	Version 1	Version 2	Version 3
	A [mm ²]	A [mm ²]	A [mm ²]
1	$7,5 \times 7,5$	$5,0 \times 5,0$	$2,5 \times 2,5$
2	$5,4 \times 5,4$	$3,6 \times 3,6$	$1,8 \times 1,8$
3	$6,2 \times 6,2$	$4,1 \times 4,1$	$2,1 \times 2,1$
4	$4,6 \times 4,6$	$3,1 \times 3,1$	$1,5 \times 1,5$
5	$5,2 \times 5,2$	$3,5 \times 3,5$	$1,8 \times 1,8$

Abbildung 5.25 zeigt eine Mikroskopaufnahme eines gefertigten planaren Resonanzmarkers auf einem planaren Keramiksubstrat.

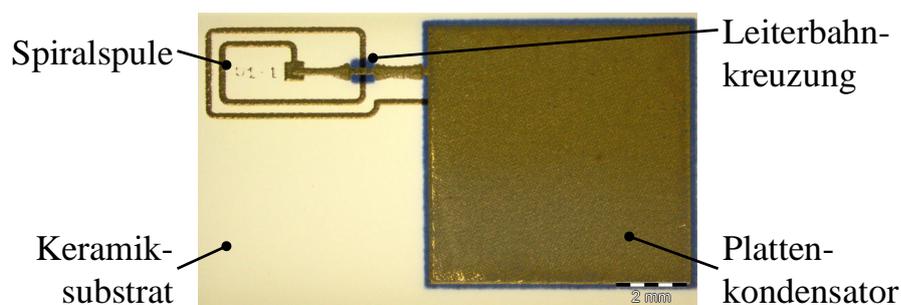


Abbildung 5.25: Mikroskopaufnahme eines gefertigten planaren LTCC-Resonanzmarkers bestehend aus Spiralspule mit Leiterbahnkreuzung und Plattenkondensator.

Die einzigen identifizierten Defekte waren Leiterbahnunterbrechungen (vgl. Abb. 5.26).

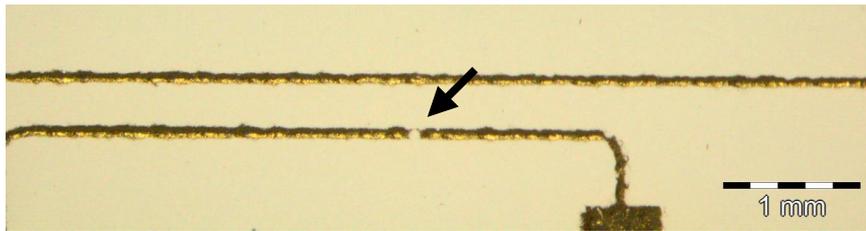


Abbildung 5.26: Fertigungsfehler bei LTCC: Leiterbahnunterbrechung

5.2.5 Evaluierung

Geometrische Charakterisierung

Die planaren Keramiksubstrate wurden hinsichtlich ihres Dickenzuwachses untersucht. Dafür wurde mit einer digitalen Bügel-Messschraube (Micromar 40 EXL, Mahr GmbH, Esslingen, Deutschland) die Dicke der Keramik mit und ohne Resonanzmarker an je 20 Stellen gemessen. Die Messwerterfassung der Gesamtdicke erfolgte im Bereich des Plattenkondensators, da hierbei aufgrund der drei Schichten der größte Zuwachs zu erwarten ist. Tabelle A.12 (Anhang, Seite 195) fasst die Messergebnisse zusammen. Die Dicke der Keramik wurde im Mittel auf $(0,676 \pm 0,006)$ mm bestimmt. Durch den Schichtauftrag wuchs die Dicke auf $(0,721 \pm 0,013)$ mm an. Dies entspricht einem durchschnittlichen Zuwachs um ca. $45 \mu\text{m}$.

Die Länge und Breite der Resonanzmarker wurde aufgrund der Realisierung verschiedener Designs nicht messtechnisch erfasst.

Mechanische Charakterisierung

Ein Scotch-Tape-Test wurde auf verschiedenen Substraten durchgeführt. Es konnten in keinem Fall Ablösungen der Schichten beobachtet werden.

Elektrische Charakterisierung

Die elektrische Charakterisierung der Resonanzmarker ergab, dass fünf der 30 Resonanzmarker aufgrund von Leiterbahnunterbrechungen defekt waren. Die Kondensatoren waren bei den verschiedenen Spulenvarianten derart dimensioniert, dass die gleiche Resonanzfrequenz erzielt werden sollte. Im Mittel ergab sich eine Resonanzfrequenz von $\bar{f}_{\text{res}} = (91,8 \pm 7,3)$ MHz (Kondensator 1), $\bar{f}_{\text{res}} = (137,0 \pm 10,5)$ MHz (Kondensator 2) bzw. $\bar{f}_{\text{res}} = (268,3 \pm 14,4)$ MHz (Kondensator 3).

Tabelle 5.12: Elektrische Charakterisierung der LTCC-Resonanzmarker: gemessene Resonanzfrequenz f_{res} und Güte Q nach der kontaktlosen Methode aus [116]

Substrat	Spule	Kondensator 1		Kondensator 2		Kondensator 3	
		f [MHz]	Q	f [MHz]	Q	f [MHz]	Q
I	1	– defekt –		– defekt –		266,3	30,7
II	1	92,4	18,0	141,4	22,1	272,9	33,1
I	2	90,9	17,6	138,1	23,4	262,0	33,8
II	2	90,4	18,9	136,6	23,9	265,2	35,1
I	3	98,7	0,5	147,0	12,1	280,1	18,8
II	3	100,6	11,9	149,0	13,7	– defekt –	
I	4	– defekt –		138,3	11,7	282,2	19,1
II	4	97,6	12,3	142,4	13,8	279,7	23,7
I	5	79,7	10,0	118,8	11,9	– defekt –	
II	5	83,7	11,1	121,2	14,3	238,2	23,1

Funktionstest im MRT

Im ersten Schritt wurden die Resonanzmarker hinsichtlich möglicher Artefakte untersucht. Der Test wurde in einem nach ASTM F2119 geeigneten Phantom mit der entsprechenden MR-Sequenz durchgeführt. Es konnten keine Suszeptibilitätsartefakte festgestellt werden. Die Resonanzmarker, deren Resonanzfrequenz gut mit der LARMORfrequenz des MAGNETOM Skyra 3 T übereingestimmt haben, wurden im MRT hinsichtlich ihrer Sichtbarkeit untersucht. Die Messung erfolgte in einem Wasserphantom, welches aus Gründen der homogenen Sensitivitätsverteilung in einer Kopfspule platziert wurde. Um eine optimale Kopplung der Resonanzmarker zum anregenden \vec{B}_1 -Feld zu erhalten, wurden die Spulenflächen der Resonanzmarker senkrecht dazu orientiert. Tabelle 5.13 gibt einen Überblick über die Parameter der verwendeten MR-Sequenzen. Abbildung 5.27 zeigt Schnittbilder eines Resonanzmarkers

Tabelle 5.13: Funktionstest der LTCC-Resonanzmarker im MRT: Sequenzparameter

Nr.	Sequenz- typ	T_E [ms]	T_R [ms]	α [°]	sd [mm]	Pixel (akquis.) [mm ²]	FOV [mm ²]	Bemerkung
1	FLASH	2,5	350	1...40	3,0	0,86 × 0,69	220 × 220	Test plarares Substrat; Orientierung der Spulenfläche zum \vec{B}_0 -Feld: $\angle \approx 90^\circ$
2	TSE	11	3360	180	10	1,60 × 1,60	256 × 256	Erhitzungstest nach ASTM F2185 [60]

5.2. Szenario 2: Visualisierung von rigiden Instrumenten innerhalb des Patienten

bei der FLASH-Sequenz für $\alpha = 1^\circ$ (Abb. 5.27(a), 5.27(d)), $\alpha = 5^\circ$ (Abb. 5.27(b), 5.27(e)) sowie bei $\alpha = 40^\circ$ (Abb. 5.27(c), 5.27(f)). Die schmale Fensterung in den unteren Aufnahmen zeigt, dass der Resonanzmarker in allen drei Fällen sehr gut identifizierbar ist und die höchste Signalintensität verursacht. Für zwei funktions-

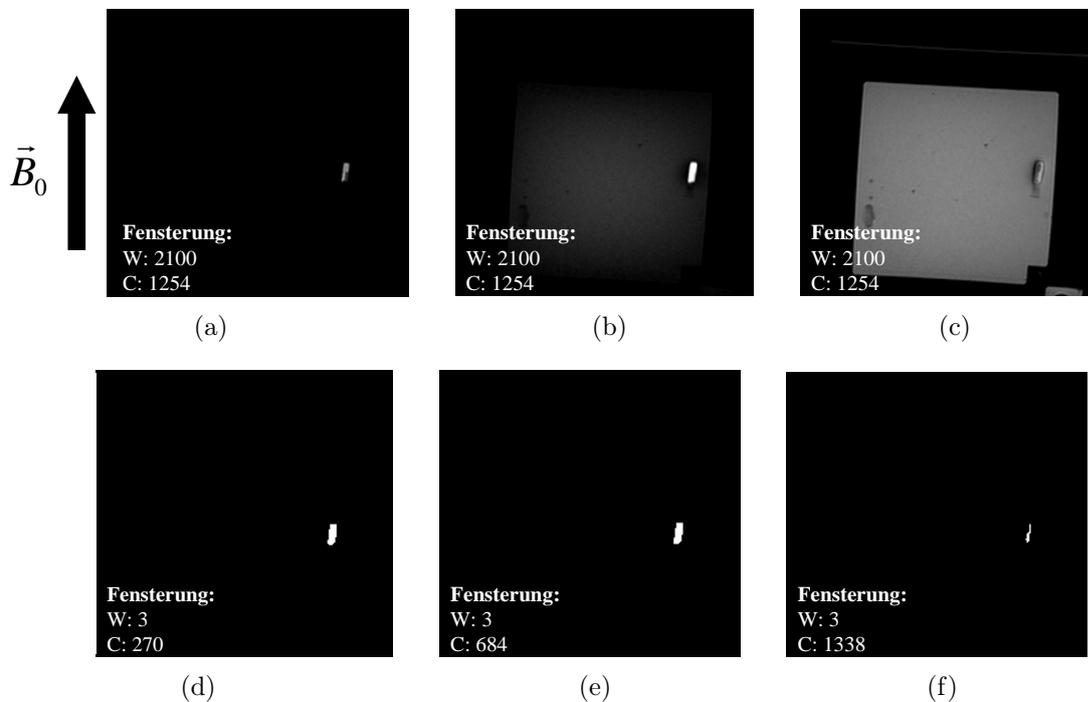


Abbildung 5.27: MR-Aufnahme eines planaren LTCC-Resonanzmarkers: dargestellt ist jeweils die MRT-Aufnahme der FLASH-Sequenz bei $\alpha = 1^\circ$ (a,d), $\alpha = 5^\circ$ (b,e) und $\alpha = 40^\circ$ (c,f). Die untere Reihe zeigt die äquivalenten Schnittbilder bei schmalere Fensterung. Es zeigt sich, dass die höchste Signalintensität jeweils im Bereich des Resonanzmarkers ist.

fähige Resonanzmarker wurde zudem das Kontrast-zu-Rauschverhältnis abhängig vom Flipwinkel bestimmt. Das Ergebnis dafür ist in Abbildung 5.28 dargestellt. Bis zu einem Flipwinkel von 30° ist das CNR positiv, was auf eine Signalverstärkung schließen lässt.

Darüber hinaus wurden die beiden Resonanzmarker hinsichtlich einer potentiellen HF-induzierten Erhitzung nach ASTM-F2185 [60] getestet. Für die Herstellung des Phantoms wurden destilliertes Wasser, Hydroxyethylcellulose und Natriumchlorid entsprechend der in [60] angegebenen Konzentrationen vermischt, um die Permittivität ϵ_r und elektrische Leitfähigkeit des menschlichen Gewebes nachzubilden. Bei der Positionierung der Resonanzmarker im Gel-Phantom wurde darauf geachtet, dass diese eine optimale Kopplung zum \vec{B}_1 -Feld aufweisen. Die Messung erfolgte mit ei-

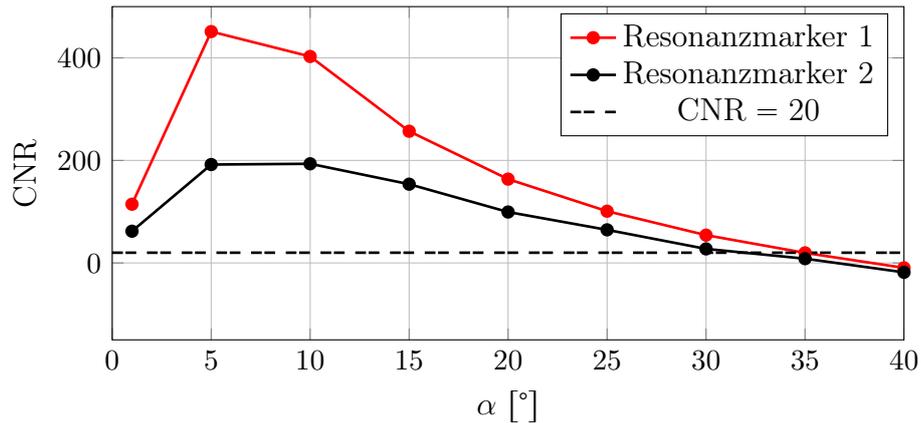


Abbildung 5.28: Gemessenes CNR für zwei LTCC-Resonanzmarker abhängig vom Flipwinkel α

ner TxRx Kopfspule, da aufgrund der geringeren Baugröße eine stärkere Erwärmung zu erwarten ist. Zur Anregung wurde eine TSE-Sequenz mit den Parametern aus Tabelle 5.13 verwendet. Diese besaß eine Akquisitionsdauer von $T_A = 7 : 18$ min. Der lokale SAR-Wert betrug 81 % (Kopf). Der Ganzkörper-SAR-Wert wurde mit $0,2 \frac{\text{W}}{\text{kg}}$ angegeben. Die Temperaturmessung erfolgte mithilfe des faseroptischen Temperaturmessgerät FOTEMP4-16“ (Optocon AG, Dresden, Deutschland) und den entsprechenden Temperatursonden. Dabei wurde je eine Sonde unmittelbar auf die Resonanzmarker platziert. Eine weitere Sonde wurde in einer Entfernung von mehr als 4 cm platziert und diente als Referenz. Die Messung wurde zweimal durchgeführt. Das Ergebnis ist in Tabelle A.13 (Anhang, Seite 196) sowie in Abbildung A.5 (Anhang, Seite 196) dargestellt. Daraus wird ersichtlich, dass beide Resonanzmarker zu einer Erwärmung von weniger als 1 K geführt haben.

5.2.6 Analyse

Die folgende Tabelle gibt einen Überblick über den Erfüllungsgrad der vordefinierten Anforderungen anhand der durchgeführten Evaluation.

Tabelle 5.14: Szenario 2: Analyse des Erfüllungsgrades der Anforderungen aus Tabelle A.6 (Seite 185)

Hauptmerkmal	Ergebnisse	Erfüllungsgrad
Stoff	keine Suszeptibilitätsartefakte; Materialien erfüllen elektrische Eigenschaften	100 %
Energie	Erwärmung < 1 K	100 %
Signal	hyperintense Signalveränderung, CNR > 20 für $\alpha \leq 30^\circ$	100 %
Geometrie	Resonanzmarker auf Keramikzylinder konnte noch nicht realisiert werden; Dickenzuwachs bei planaren Substraten innerhalb des vorgegebenen Bereiches ¹	100 %
Elektrik / Elektronik	Güte Q ausreichend hoch; Resonanzfrequenz teilw. außerhalb des vorgegebenen Bereiches; keine SMD-Bauteile notwendig; kein elektrischer Anschluss notwendig	75 %
Mechanik	Scotch-Tape-Test bestanden	100 %

¹ bei 2 mm Durchmesser eines Keramikzylinders entsprechen die vorgegeben 5 % genau 100 μm . Der gemessene Durchmesserzuwachs betrug 45 μm , wodurch noch 55 μm für eine elektrische Isolation blieben. Eine Isolation mit den in Szenario 1 verwendeten Mikroschrumpfschläuchen würde nur $2 \times 13 \mu\text{m}$ in Anspruch nehmen.

5.3 Szenario 3: Visualisierung von Instrumenten außerhalb des Patienten

5.3.1 Anwendungsszenario

Bei perkutanen Interventionen, wie Biopsien oder Ablationen wird zunächst eine Punktionsnadel unter MR-Bildgebung an die entsprechende Stelle vorgeführt. Da diese Nadeln selbst kein MR-Signal erzeugen, sind sie außerhalb des Patienten nicht sichtbar. Eine Möglichkeit, die Position der Nadel zu ermitteln, ist das Tracken des proximalen Endes, beispielsweise mittels optischer Marker [29]. Hierbei muss stets eine direkte Sichtverbindung zwischen Marker und Kamera vorhanden sein. Eine passive Methode zur Visualisierung der Instrumente außerhalb des Patienten stellen hierbei Resonanzmarker dar. Dabei wird die Nadel mit einer Hülse ausgestattet, welche anregbare Wasserstoffkerne (z. B. in Form einer Wasser-Kontrastmittellösung) enthält [141, 142]. Wird diese Konstruktion durch mindestens zwei Resonanzmarker erweitert, so kann eine automatische Schichtnachführung realisiert werden [36, 85].

5.3.2 Anforderungen an die Resonanzmarker

Gebrauch

Die Resonanzmarker stellen in diesem Szenario ein aktives, nicht-invasives Medizinprodukt dar. Damit gehören sie der Medizinproduktklasse I an (vgl. Regel 12 (Tabelle A.3)).

Die Orientierung des Instrumentes während der Intervention ist maßgeblich vom Ort der Läsion und dem möglichen Zugangsweg abhängig. Hier soll die Annahme getroffen werden, dass die Orientierung primär senkrecht zu \vec{B}_0 ist. Die Resonanzmarker sollen für den MR-Scanner MAGNETOM Skyra 3T ($f_0 = 123,26$ MHz) ausgelegt werden.

Stoff

Um eine Funktionserfüllung der Resonanzmarker zu gewährleisten, muss das Material der Nadelhülse MR-kompatibel sein und darf keine Suszeptibilitätsartefakte

verursachen. Hierfür eignen sich z. B. Kunststoffe oder Keramiken. Die Nadelhülse erzeugt selbst kein MR-Signal, weswegen sie mit Gadolinium-gedopten Wasser gefüllt werden sollte. Dies sorgt für eine kürzere T_1 -Zeit. Alternativ kann für eine Machbarkeitsanalyse auch eine Kupfersulfat-Lösung verwendet werden.

Der Resonanzmarker selbst muss analog zu den bereits vorgestellten Szenarien aus elektrisch leitenden und isolierenden Materialien aufgebaut werden.

Energie

Die Anforderungen entsprechen denen aus Szenario 1 (siehe Seite 102).

Geometrie

Die Nadelhülse sollte so ausgelegt sein, dass sie für Nadeln mit einem Durchmesser von 1 mm bis 2 mm genutzt werden kann. Um ein gutes Führen der Nadel zu ermöglichen, sollte die Hülse maximal 15 mm breit und 80 mm lang sein. Perspektivisch soll die dafür genutzt werden, um eine automatische Schichtnachführung, wie sie in [85] vorgestellt wurde, zu realisieren. Zwei Resonanzmarker ermöglichen dabei Berechnung der Nadelorientierung. Deren Länge entlang der Nadelachse sollte 15 mm nicht überschreiten.

Elektrik / Elektronik

Die Anforderungen entsprechen denen aus Szenario 1 (siehe Seite 104).

5.3.3 Design und Technologieauswahl

Abbildung 5.29 zeigt das Modell einer Nadelhülse mit zwei Resonanzmarkern. Innerhalb der Nadelhülse ist eine Kavität vorgesehen, welche mit einer signalgebenden Flüssigkeit gefüllt werden kann. Aufgrund der Orientierung senkrecht zum \vec{B}_0 -Feld eignen sich Zylinderspulen in Kombination mit Zylinderkondensatoren oder selbstresonante Swiss-Roll-Strukturen. Im Rahmen dieser Machbarkeitsanalyse soll die Realisierung von Swiss-Roll-Strukturen untersucht werden. Die vorgegebenen Maße der Nadelhülse in Kombination mit der zu erzielenden Resonanzfrequenz von 123,26 MHz

ermöglichen die Verwendung von Standard-Kupferfolien. Eine Miniaturisierung der Struktur durch Verwendung dünner, anodisch oxidiertes Aluminiumfolien ist nicht erforderlich.

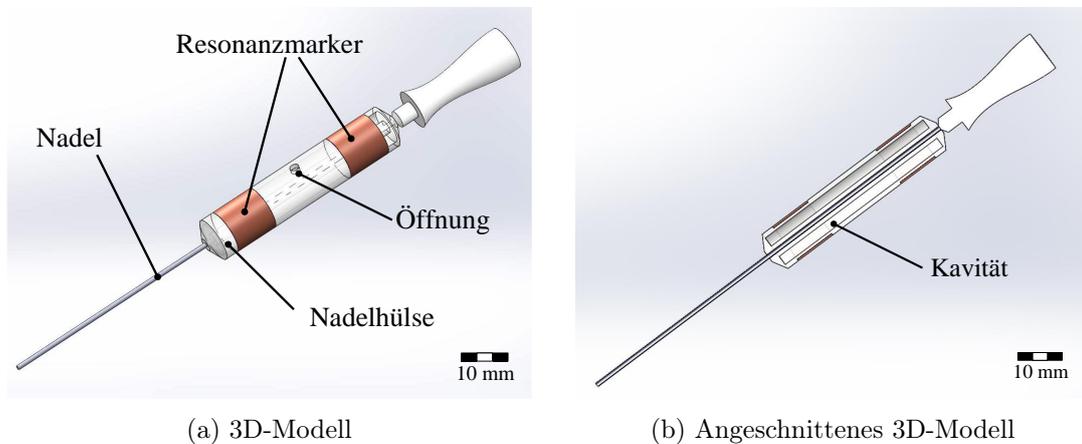


Abbildung 5.29: Modell der Nadelhülle mit zwei Resonanzmarkern

5.3.4 Realisierung

Mithilfe des Rapid-Prototypings wurde die Nadelhülle im 3D-Druckverfahren gefertigt⁸⁴. Auf diese wurde eine kaschierte Kupferfolie (35 μm Kupfer und 23 μm Polyimid; CMC Klebetechnik GmbH, Frankenthal/Pfalz, Deutschland) spiralartig aufgewickelt. Die Resonanzmarker wurden mit einem Klebefilm isoliert. Durch die Öffnung wurde Wasser eingefüllt und anschließend mittels Heißkleber verschlossen. Abbildung 5.30 zeigt die realisierte Nadelhülle auf einer 21 G-Karbonfasernadel⁸⁵ (Radimed Gesellschaft für Medizintechnik mbH, Bochum, Deutschland).

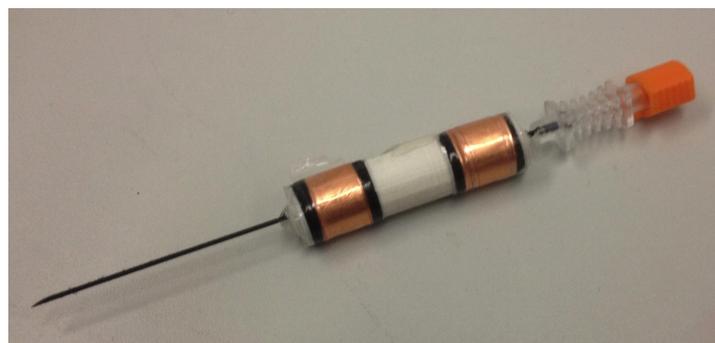


Abbildung 5.30: 21 G-Karbonfasernadel mit realisierter Nadelhülle

⁸⁴Die Fertigung der Nadelhülle erfolgte durch Herrn Gennady Sintotskiy (Forschungscampus *STIMULATE*, Otto-von-Guericke Universität Magdeburg)

⁸⁵21 G entsprechen 0,8 mm Außendurchmesser

5.3.5 Evaluierung

Elektrische Charakterisierung

Die Resonanzmarker wurden mit der kontaktlosen Methode aus [116] elektrisch charakterisiert. Dabei wurde eine Messung mit und ohne Karbonfasernadel durchgeführt. Tabelle 5.15 fasst die Ergebnisse beider Messungen zusammen. Es zeigt sich, dass beide Resonanzmarker eine ähnliche Charakteristik aufweisen. Die Nadel wirkt für den Schwingkreis als Last, wodurch sich die Güte verringert.

Tabelle 5.15: Elektrische Charakterisierung der Swiss-Roll-Resonanzmarker: gemessene Resonanzfrequenz f_{res} und Güte Q nach der kontaktlosen Methode aus [116]

Nr.	Ohne Nadel		Mit Nadel	
	f_{res} [MHz]	Q	f_{res} [MHz]	Q
1	121,7	33,3	121,2	28,1
2	122,7	30,4	122,8	28,5

Funktionstest im MRT

In einem ersten Schritt wurde ein Funktionstest der mit Resonanzmarkern ausgestatteten Nadelhülse durchgeführt. Dafür wurde die Nadel bis zur Hülse in ein Biopsiephantom aus Kerzengel gesteckt. Die Signalakquise erfolgte mit der Bodyspule. Zum Test wurde zunächst eine FLASH-Sequenz verwendet, wobei der Flipwinkel schrittweise von 1° bis 90° variiert wurde.

Anschließend wurde die interventionelle BEAT_IRTTT-Sequenz [143, 144] genutzt, um das Signalverhalten der Resonanzmarker bei einer Echtzeitaufnahme zu analysieren. Diese Sequenz bietet die Möglichkeit, zwischen GRE⁸⁶ und TrueFISP⁸⁷ zu wählen. Für beide Sequenztypen wurde der Flipwinkel ausgehend von 10° in 10° -Schritten erhöht. Bei der TrueFISP-Sequenz konnte aufgrund der SAR-Begrenzung maximal 59° eingestellt werden. Die Signalakquise erfolgte in beiden Fällen mit der 4-Kanal-Flexspule von Siemens sowie drei gegenüberliegenden Elementen der in die Patientenliege integrierten Spine-Spule. Tabelle 5.16 fasst die Parameter der getesteten Sequenzen zusammen.

⁸⁶Gradientenecho

⁸⁷Gradientenechosequenz im Steady-State [51]

5.3. Szenario 3: Visualisierung von Instrumenten außerhalb des Patienten

Tabelle 5.16: Funktionstest der Swiss-Roll-Resonanzmarker im MRT: Sequenzparameter

Nr.	Sequenz- typ	T_E [ms]	T_R [ms]	α [°]	sd [mm]	Pixel (akquis.) [mm ²]	FOV [mm ²]	Bemerkung
1	FLASH	2,5	350	1...90	3	$0,69 \times 0,69$	220×220	Orientierung der Spulenflächen zum \vec{B}_0 -Feld: $\angle \approx 90^\circ$
2	GRE	3,8	1146	10...90	10	$1,88 \times 1,88$	300×300	BEAT_IRTTT-Sequenz Orientierung der Spulenflächen zum \vec{B}_0 -Feld: $\angle \approx 90^\circ$ $T_A = 1,2\text{ s}^*$
3	TrueFISP	1,7	565	10...59	10	$1,88 \times 1,88$	300×300	BEAT_IRTTT-Sequenz Orientierung der Spulenflächen zum \vec{B}_0 -Feld: $\angle \approx 90^\circ$ $T_A = 0,6\text{ s}^*$
4	TSE	11	3360	180	10	$1,60 \times 1,60$	256×256	Erhitzungstest nach ASTM F2185 [60]

* Akquisitionsdauer pro Bild bei 10 wiederholten Aufnahmen

Abbildung 5.31 zeigt die MR-Schnittbilder der FLASH-Sequenz bei $\alpha = 1^\circ$, $\alpha = 8^\circ$ und $\alpha = 90^\circ$. Die schmale Fensterung in den unteren Aufnahmen zeigt, dass die Resonanzmarker stets die stärkste Signalintensität verursachen.

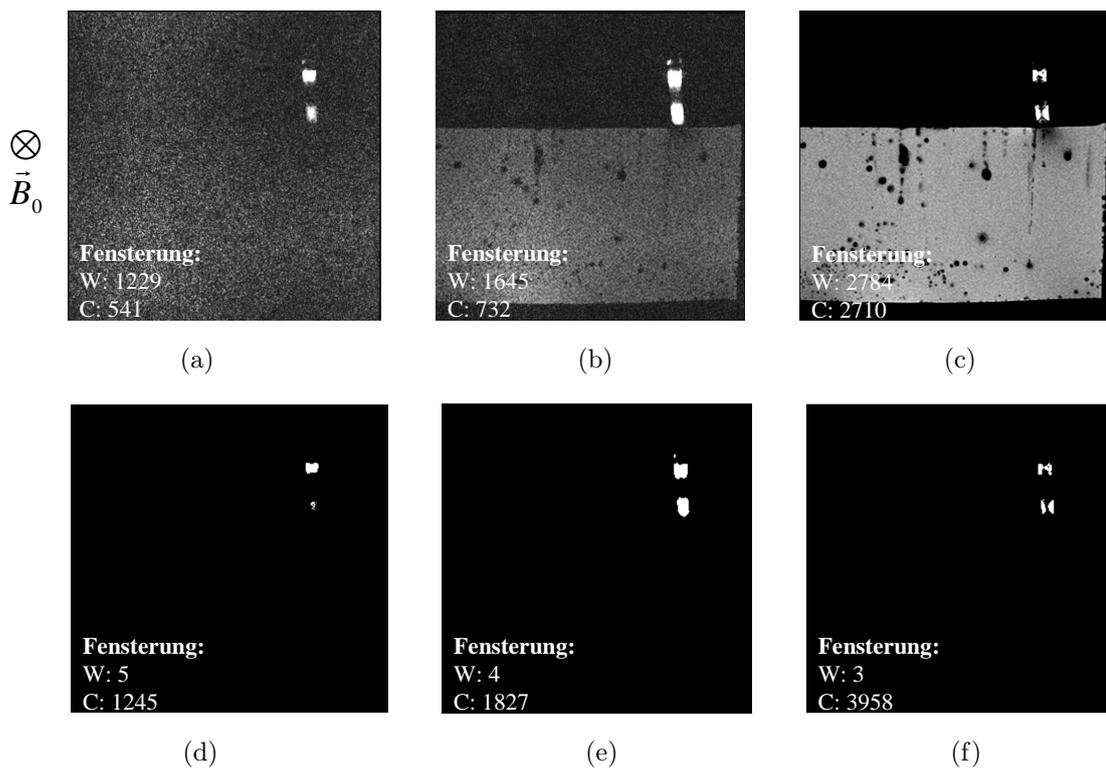


Abbildung 5.31: MR-Aufnahme der Nadelhülle mit Swiss-Roll-Markern: dargestellt ist jeweils die MRT-Aufnahme der FLASH-Sequenz bei $\alpha = 1^\circ$ (a,d), $\alpha = 8^\circ$ (b,e) und $\alpha = 90^\circ$ (c,f). Die untere Reihe zeigt die äquivalenten Schnittbilder bei schmaler Fensterung. Es zeigt sich, dass die höchste Signalintensität jeweils im Bereich des Resonanzmarkers ist.

Aus diesen Aufnahmen wurde das flipwinkelabhängige Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis CNR und der Kontrast K bestimmt. Die dafür verwendeten ROI sind in Abbildung A.6 (Anhang, Seite 197) farblich markiert. In Abbildung 5.32 ist das CNR dargestellt. Zwischen $\alpha = 5^\circ$ und $\alpha = 15^\circ$ erfüllen die Resonanzmarker die zuvor definierten Anforderungen. Hierbei ist jedoch zu beachten, dass die Bilder aufgrund der Signalakquise mit der Bodyspule ein stärkeres Rauschsignal aufweisen. In der Folge sinkt das CNR.

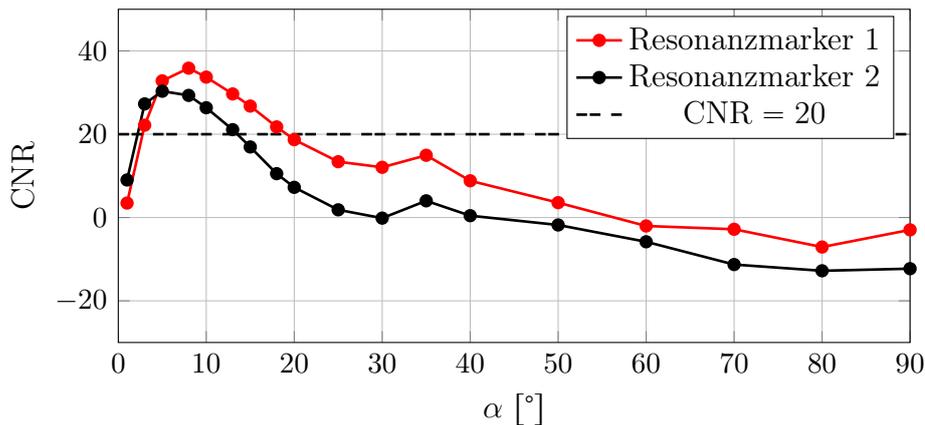


Abbildung 5.32: Gemessenes CNR für beide Swiss-Roll-Resonanzmarker abhängig vom Flipwinkel α

Aus diesem Grund wurde der rauschsignal-unabhängige Kontrast ermittelt. Das Ergebnis ist in Abbildung 5.33 dargestellt. Es zeigt sich, dass der Kontrast zwischen Resonanzmarkern und Biopsiephantom bis ca. $\alpha = 40^\circ$ positiv ist.

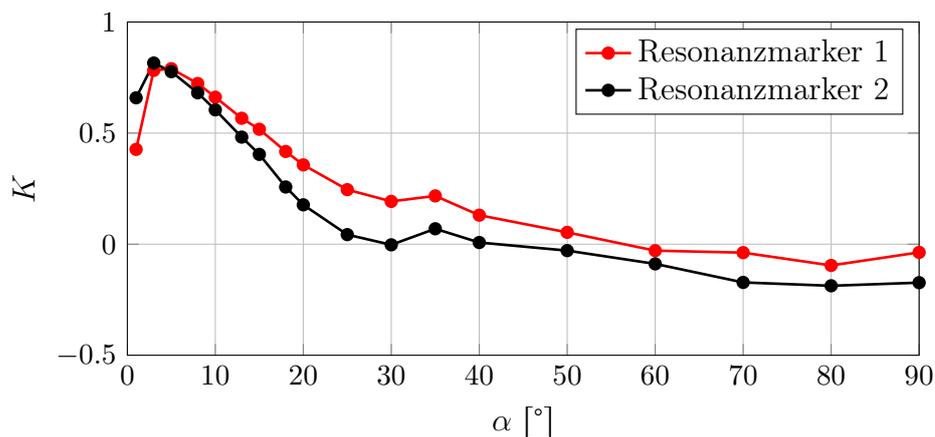


Abbildung 5.33: Gemessener Kontrast K für beide Swiss-Roll-Resonanzmarker abhängig vom Flipwinkel α

Bei Anregung mit niedrigem Flipwinkel wird im Bereich nur geringfügig Transver-

salmagnetisierung aufgebaut. Dadurch ist das empfangene Signal in diesem Bereich auch sehr gering. Die Flipwinkelverstärkung durch die Resonanzmarker sorgt für eine stärkere Auslenkung der Magnetisierung. Für niedrige Flipwinkel kann daher ein positiver Kontrast gemessen werden. Mit größeren Flipwinkeln steigt auch das MR-Signal des Biopsiephantoms an, wodurch in der Folge der Kontrast zwischen Resonanzmarker und Phantom sinkt.

Die Resonanzmarker zeigten bei Verwendung der echtzeitfähigen BEAT_IRTTT-Sequenz (WIP⁸⁸-Paket von Siemens AG Healthcare Sector, Erlangen, Deutschland) ebenfalls eine gute Sichtbarkeit. Die MR-Bilder wurden mit zehn Wiederholungen akquiriert.

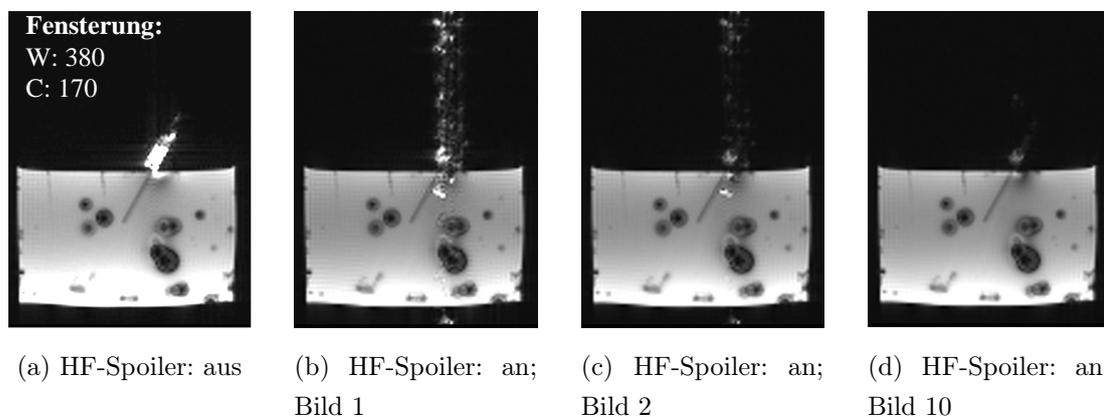


Abbildung 5.34: MR-Aufnahme der Nadelhülse mit Swiss-Roll-Markern (interventionelle BEAT_IRTTT-Sequenz) bei $\alpha = 30^\circ$.

Der Resonanzmarker war bei ausgeschaltetem HF-Spoiler in allen Aufnahmen zu sehen (vgl. Abb. 5.34(a)). Wurde der HF-Spoiler aktiviert, so kam es zu sogenannten Ghost-Artefakten in Phasenkodierrichtung (vgl. Abb. 5.34(b)). Des Weiteren nahm die Sichtbarkeit mit jeder Wiederholung ab (vgl. Abb. 5.34(b) bis 5.34(d)). In Abbildung 5.35 ist der Kontrast für die GRE- sowie TrueFISP-Sequenz abhängig vom Flipwinkel dargestellt. Es zeigt sich, dass dieser in allen Anregungen positiv war. Folglich sind diese Resonanzmarker sehr gut für diese interventionelle Sequenz geeignet.

Zusätzlich zu den Sichtbarkeitstests wurde eine Erhitzungsmessung der Swiss-Roll-Strukturen analog zur Untersuchung in Szenario 2 durchgeführt. Die Parameter der TSE-Sequenz sind in Tabelle 5.16 zusammengefasst. Die Swiss-Roll-Struktu-

⁸⁸Work-In-Progress (laufende Entwicklung)

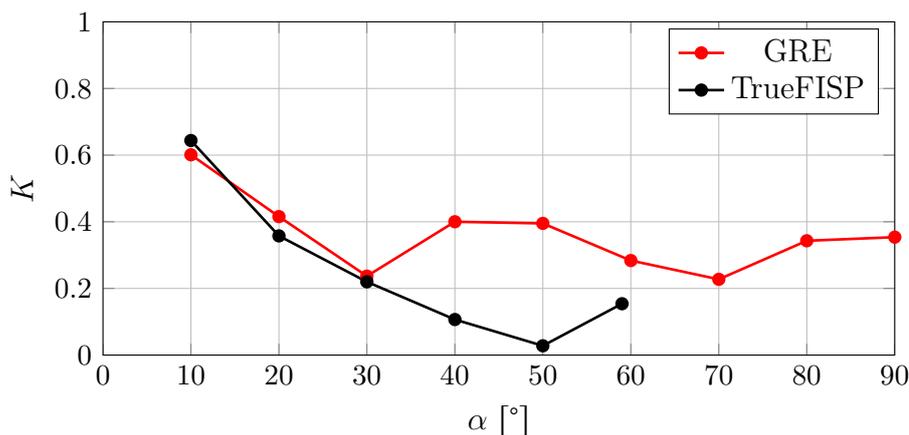


Abbildung 5.35: Gemessener Kontrast K für beide Swiss-Roll-Resonanzmarker abhängig vom Flipwinkel α

ren wurden in dem Gel-Phantom platziert, wobei auf eine optimale Kopplung zum \vec{B}_1 -Feld geachtet wurde. Die Temperatursensoren wurden jeweils im Zentrum der Swiss-Roll-Strukturen platziert. Zusätzlich wurde mit einer Sonde in einer entfernten Position eine Referenztemperatur gemessen. Tabelle A.14 (Anhang, Seite 198) sowie Abbildung A.7 (Anhang, Seite 198) zeigen die Messergebnisse. Daraus wird ersichtlich, dass sich die Swiss-Roll-Strukturen um weniger als 1 K erwärmt haben.

5.3.6 Analyse

Die folgende Tabelle gibt einen Überblick über den Erfüllungsgrad der vordefinierten Anforderungen anhand der durchgeführten Evaluation.

Die vorgestellte Nadelhülse erfüllt die wesentlichen Anforderungen. Lediglich die Verkürzung der effektiven Nadellänge sorgt für eine Einschränkung in der Handhabung, insbesondere in geschlossenen MR-Scannern. Abbildung 5.36 zeigt daher das 3D CAD⁸⁹-Modell eines optimierten Designs. Die Resonanzmarkereinheit wurde in zwei Teile separiert: in eine auf dem Nadelkopf fixierte Hülse mit einem Marker und einen Tiefenstopper, welcher auf dem Trokar verschiebbar aufgebracht ist und ebenfalls über einen Resonanzmarker verfügt. Sowohl die Hülse als auch der Tiefenstopper verfügen über eine Kavität, welche mit einer signalgebenden Flüssigkeit gefüllt wird. Während der Intervention besitzt der Tiefenstopper einen direkten Kontakt zur Hautoberfläche. Wird die MR-Schicht direkt in Höhe der Einstichstelle gelegt, so ist dieser Resonanzmarker stets im MR-Bild sichtbar. Die Orientierung der Schicht

⁸⁹Computer-Aided Design (rechnerunterstütztes Konstruieren)

5.3. Szenario 3: Visualisierung von Instrumenten außerhalb des Patienten

Tabelle 5.17: Szenario 3: Analyse des Erfüllungsgrades der Anforderungen aus Tabelle A.7 (Seite 187)

Hauptmerkmal	Ergebnisse	Erfüllungsgrad
Gebrauch	Resonanzmarker zeigen bei der getesteten FLASH- sowie BEAT_IRTTT-Sequenz eine Signalanhebung bei Orientierung senkrecht zum \vec{B}_0 -Feld	100 %
Stoff	keine Suszeptibilitätsartefakte; Materialien erfüllen elektrische Eigenschaften	100 %
Energie	Erwärmung < 1 K	100 %
Signal	hyperintense Signalveränderung; CNR > 20 für $\alpha \leq 15^\circ$	100 %
Geometrie	Nadelhülse geeignet für Nadeldurchmesser bis 2 mm; Design der Nadelhülse sorgt für eine Verkürzung der effektiven Nadellänge	50 %
Elektrik / Elektronik	Güte Q ausreichend hoch; keine SMD-Bauteile notwendig; kein elektrischer Anschluss notwendig	100 %

kann dann so eingestellt werden, dass auch der zweite Marker im MR-Bild erscheint und die Schicht somit entlang der Nadel ausgerichtet ist.

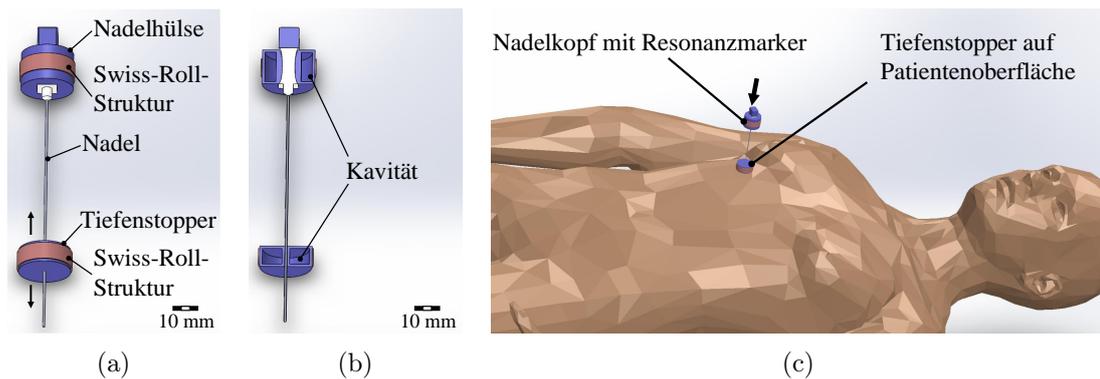


Abbildung 5.36: Modell einer optimierten Nadelhülse zur Visualisierung von Instrumenten außerhalb des Patienten: (a) 3D-CAD-Modell einer Punktionsnadel mit Nadelhülse, (b) Schnittansicht, (c) Szenario eines Einsatzes am Patienten

5.4 Szenario 4: Resonanzmarker als Landmarken

5.4.1 Anwendungsszenario

Mithilfe der MRT ist es möglich, Temperaturverteilungen im Körper zu erfassen. Diese sogenannte Thermometrie ist besonders zur Überwachung von thermischen Ablationsverfahren – z.B. HIFU⁹⁰ – von Vorteil. Bei der HIFU wird das Gewebe durch einen hochfokussierten Ultraschall bis zur Koagulationsnekrose erhitzt. Aufgrund der durch Atmung bedingten Leberbewegung muss der Fokuspunkt stetig nachgeführt werden. Die MRT-Bildgebung ermöglicht eine eindimensionale Erfassung der Zwerchfellbewegung – und damit der Leberbewegung – unter Verwendung eines sogenannten Navigators [125]. Ist eine zweidimensionale Messung der Leberbewegung oder eine von der MRT-Bildgebung unabhängige Aufnahme erwünscht, kann die Ultraschallbildgebung eingesetzt werden. Um eine Rückkopplung der mittels MRT aufgenommenen Temperaturkarten auf die Ansteuerung des HIFU-Systems zu ermöglichen, müssen die Koordinatensysteme der verschiedenen Systeme (MRT, HIFU, Ultraschall) miteinander koregistriert werden. Hierbei kann eine Detektion der Positionen von Ultraschalltransducer und HIFU-Transducer bildbasiert über die Verwendung von Resonanzmarkern erfolgen⁹¹.

5.4.2 Anforderungen an die Resonanzmarker

Gebrauch

Die Resonanzmarker stellen in diesem Szenario ähnlich wie bei Nadelhalse ein aktives, nicht-invasives Produkt dar und gehören damit zur Medizinprodukteklasse I (vgl. Regel 12 (Tabelle A.3)).

Der Ultraschalltransducer kann während der Intervention je nach Anwendungsfall beliebige Orientierungen annehmen. Um dessen Lage zu bestimmen, ist es erforderlich, mindestens drei Marker in der aufgenommenen MR-Schicht darzustellen. Folglich sollten mehrere Resonanzmarker in verschiedenen definierten Orientierun-

⁹⁰Hochfokussierter Ultraschall

⁹¹Die Arbeiten zu diesem Anwendungsbeispiel erfolgten in Kooperation mit Herrn Dipl.-Phys. Sven Rothlübbers (Fraunhofer MEVIS, Bremen). Dieser führte den Funktionstest mit dem Ultraschallkopf im MRT durch.

gen am Ultraschalltransducer fixiert werden. Die Resonanzmarker sollen für den MR-Scanner MAGNETOM Skyra 3T ($f_0 = 123,26$ MHz) ausgelegt werden.

Stoff

Die Anforderungen entsprechen denen aus Szenario 3 (siehe Seite 135).

Energie

Die Anforderungen entsprechen denen aus Szenario 1 (siehe Seite 102).

Geometrie

Die Landmarken sollen an der Außenfläche des Ultraschallkopfes angebracht werden. Um die Handhabung des Gerätes möglichst wenig zu beeinflussen, sollen die Landmarken eine Länge von weniger als 20 mm und einen Durchmesser von weniger als 15 mm aufweisen.

Elektrik / Elektronik

Die Anforderungen entsprechen denen aus Szenario 1 (siehe Seite 104).

5.4.3 Design und Technologieauswahl

Abbildung 5.37 zeigt das Modell einer Kavität mit einem Resonanzmarker. Diese lässt sich mit einer signalgebenden Flüssigkeit füllen und wieder verschließen. Als Resonanzmarker wurde analog zum vorhergehenden Szenario eine Swiss-Roll-Struktur gewählt.

5.4.4 Realisierung

Für die Realisierung eines ersten Demonstrators wurden als Behältnis „Safe Lock Tubes“ der Firma von Eppendorf AG (Hamburg, Deutschland) verwendet. Diese

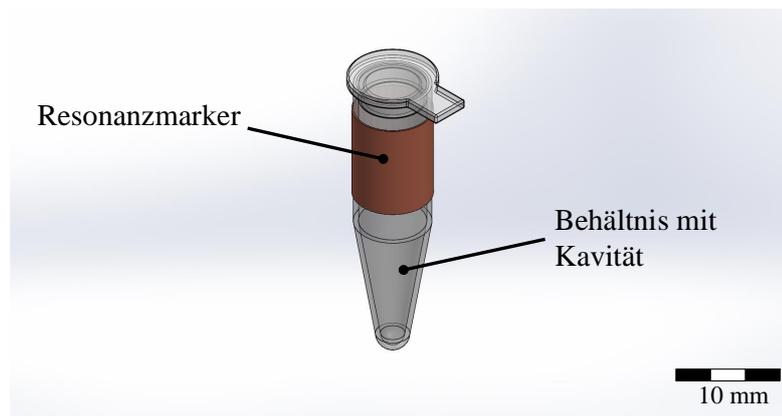


Abbildung 5.37: Modell einer Kavität mit einem Resonanzmarker

besitzen ein Fassungsvermögen von 0,5 ml bei einem Durchmesser von $D = 7,5$ mm und einer Höhe von $\ell = 16$ mm [145]. Der Vorteil dieser Behältnisse ist, dass diese dicht und wiederverschließbar sind.

Die Swiss-Roll-Strukturen wurden mithilfe einer oxidierten Aluminiumfolie gefertigt. Hierfür wurde eine $9\ \mu\text{m}$ dünne Aluminiumfolie (NEOTÉN GmbH & Co. KG, Salzgitter, Deutschland) genutzt. Diese wurde in einen Rahmen gespannt und in einem Acetonbad für ca. 60 sec gereinigt. Es folgte ein Beizprozess in 10 %-iger Natronlauge für ebenfalls 60 sec. Die anodische Oxidation wurde in einem 10 %-igen Schwefelsäurebad bei $I = 2\ \text{A}$ für 3,5 min durchgeführt. Anschließend wurde die Folie gespült, getrocknet und in trapezförmige Streifen zugeschnitten. Diese wurden spiralartig auf die Behälter gewickelt und anschließend wasserdicht fixiert. Insgesamt wurden fünf Landmarken hergestellt.

5.4.5 Evaluierung

Elektrische Charakterisierung

Die elektrische Charakterisierung der Resonanzmarker erfolgte nach der kontaktlosen Methode aus [116]. Dabei waren die Behältnisse mit Leitungswasser gefüllt. Im Mittel betrug die Resonanzfrequenz $f_{\text{res}} = (122,26 \pm 2,14)$ MHz und die Güte $Q = 78,2 \pm 12,5$ (vgl. Tabelle A.15 im Anhang, Seite 199).

Funktionstest im MRT

Die gefertigten Resonanzmarker wurden in verschiedenen Orientierungen an dem Ultraschalltransducer (DiPhAS-System, Fraunhofer IBMT, St. Ingbert, Deutschland) fixiert und im MRT MAGNETOM Skyra 3 T hinsichtlich ihrer Funktionsfähigkeit getestet. Die Parameter des Tests sind in Tabelle 5.18 gelistet.

Tabelle 5.18: Funktionstest der Swiss-Roll-Resonanzmarker im MRT: Sequenzparameter

Nr.	Sequenz- typ	T_E [ms]	T_R [ms]	α [°]	sd [mm]	Pixel (akquis.) [mm ²]	FOV [mm ²]	Bemerkung
1	FLASH	2,5	350	1	3	0,86 × 0,69	220 × 220	Test mit Ultraschalltransducer
2	FLASH	2,5	350	20	3	0,86 × 0,69	220 × 220	Test mit Ultraschalltransducer

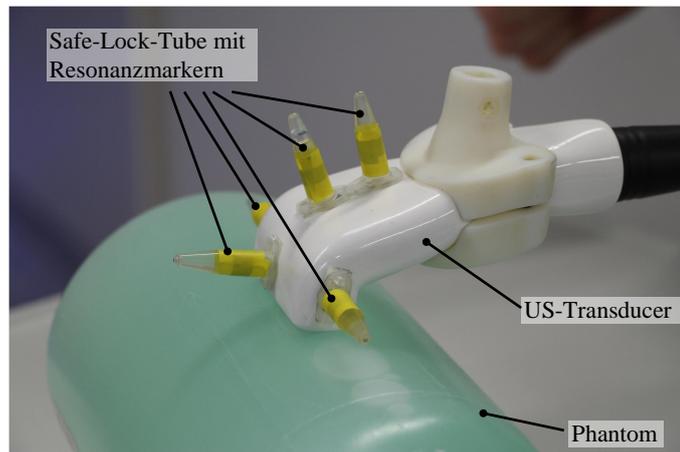


Abbildung 5.38: Ultraschalltransducer mit Swiss-Roll-Markern (Photo © Sven RothlÜbbers)

Bei $\alpha = 1^\circ$ waren drei der fünf Resonanzmarker sehr gut und einer gut sichtbar (vgl. Abb. 5.39). Der fünfte Resonanzmarker zeigte keinen signalanhebenden Effekt.

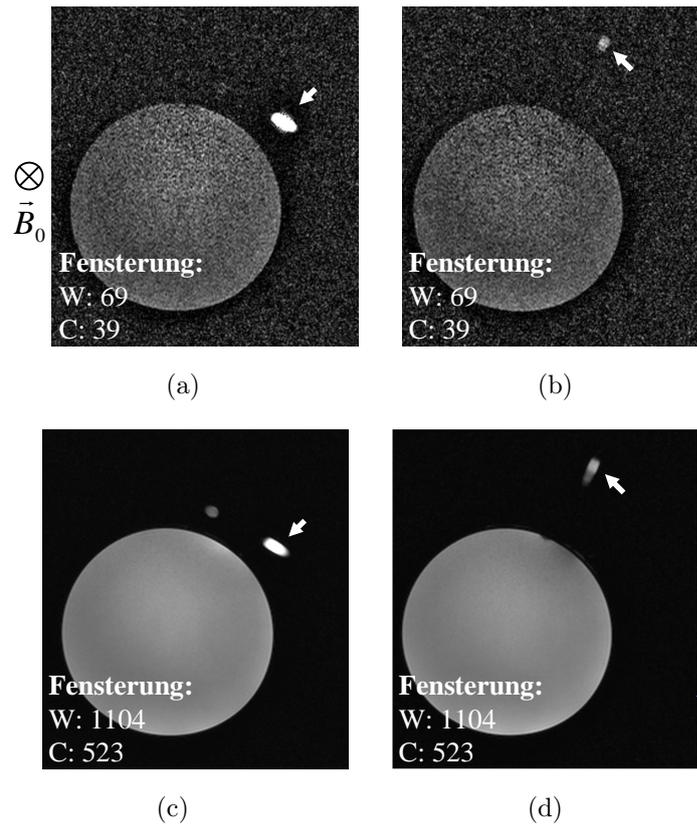


Abbildung 5.39: MR-Aufnahmen der Landmarken: dargestellt sind jeweils die gleichen Schichten für $\alpha = 1^\circ$ (a,b) und $\alpha = 20^\circ$ (c,d). In (a) und (c) ist ein Resonanzmarker mit sehr guter Sichtbarkeit dargestellt. Aufnahmen (b) und (d) zeigen einen Resonanzmarker mit guter Sichtbarkeit.

5.4.6 Analyse

Die folgende Tabelle gibt einen Überblick über den Erfüllungsgrad der vordefinierten Anforderungen anhand der durchgeführten Evaluation.

Tabelle 5.19: Szenario 4: Analyse des Erfüllungsgrades der Anforderungen aus Tabelle A.8 (Seite 189)

Hauptmerkmal	Ergebnisse	Erfüllungsgrad
Gebrauch	4 Resonanzmarker zeigen bei der getesteten FLASH-Sequenz eine Signalanhebung bei Orientierung senkrecht zum \vec{B}_0 -Feld	80 %
Stoff	keine Suszeptibilitätsartefakte; Materialien erfüllen elektrische Eigenschaften	100 %
Energie	Erwärmung < 1 K	100 %
Signal	3 von 5 Markern zeigten sehr gute und ein Marker eine gute Sichtbarkeit	70 %
Geometrie	kürzere Variante würde Handhabbarkeit verbessern	50 %
Elektrik / Elektronik	Güte Q ausreichend hoch; keine SMD-Bauteile notwendig; kein elektrischer Anschluss notwendig	100 %

Aus Abbildung 5.38 (Seite 147) ist ersichtlich, dass die derzeit verwendeten Behältnisse aufgrund ihrer Länge die Handhabbarkeit des Ultraschalltransducers einschränken. Zudem weisen die aufgerollten Swiss-Roll-Strukturen eine präferierte Orientierung senkrecht zum \vec{B}_0 -Feld auf. Wird der US-Transducer in verschiedenen Orientierungen verwendet, so schwankt die Signalverstärkung der Resonanzmarker aufgrund der unterschiedlichen Kopplung zum \vec{B}_1 -Feld. Resonanzmarker, welche nahezu parallel zum statischen Magnetfeld orientiert sind, erzeugen so keine Signalanhebung. Dies kann eine automatische bildbasierte Bestimmung der Transducerposition erschweren. In [90] wurde ein Katheter mit zwei drahtgewickelten Resonanzmarkern ausgestattet, welche orthogonal zueinander orientiert waren. Um die damit einhergehende Orientierungsunabhängigkeit auch im Fall der Landmarken zu gewährleisten, könnten die Swiss-Roll-Strukturen orthogonal zueinander auf einen würfelförmigen Grundkörper gewickelt werden (vgl. Abb. 5.40). Hierbei müssen jedoch noch die Wechselwirkungen zwischen beiden Strukturen untersucht werden. Da die Induktionsflächen senkrecht zueinander stehen, sind beide Marker weitestgehend induktiv entkoppelt. Eine Beeinflussung ist hier lediglich durch die Streufelder zu erwarten.

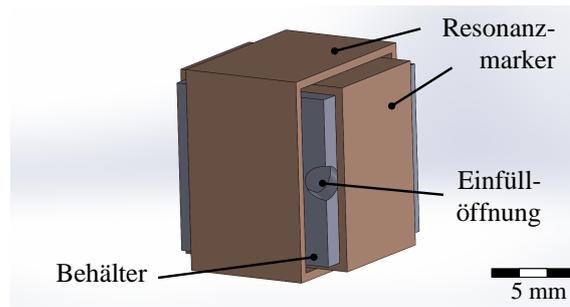


Abbildung 5.40: Modell eines würfelförmigen Behältnisses mit zwei Resonanzmarkern

Für den Fall, dass der Würfel so orientiert ist, dass nur ein Swiss-Roll-Marker angeregt wird, induziert dessen Magnetfeld jedoch Wirbelströme in die Metallfolie des zweiten Markers. Diese erzeugen wiederum ein Magnetfeld, welches den ersten Marker beeinflusst. Ist der Würfel derart im Magnetfeld positioniert, dass beide Marker angeregt werden, koppeln diese kapazitiv und sorgen somit für eine gegenseitige Beeinflussung. Um die Auswirkungen auf die Funktionserfüllung in beiden Fällen abschätzen zu können, sind jedoch weitere theoretische Betrachtungen und experimentelle Untersuchungen notwendig.

6 Diskussion

In den folgenden Abschnitten werden die Ergebnisse der Dissertation diskutiert. Hierbei wird insbesondere auf die Analyse des Einflusses des Resonanzmarkers auf die Magnetisierung, die theoretischen Betrachtungen der Swiss-Roll-Struktur, den Designprozess sowie auf die in den vier Szenarien realisierten Resonanzmarker eingegangen.

6.1 Analyse des Einflusses von Resonanzmarkern auf die Magnetisierung im Gewebe

Das Verstärkungsverhalten von Resonanzmarkern im MRT wurde bisher maßgeblich mittels elektromagnetischer Feldsimulationen analysiert, beispielsweise in [108, 146]. Bestimmte Effekte, wie z. B. die flipwinkelabhängige Signalverstärkung der Resonanzmarker, erfordern jedoch eine Betrachtung des Einflusses auf die Magnetisierung. Aus diesem Grund wurde mittels MATLAB[®] 2014a die durch den Resonanzmarker veränderte Magnetisierung auf Basis der BLOCH-Gleichungen berechnet. Hierdurch konnten wichtige Erkenntnisse bei der Dimensionierung des Resonanzmarkers hinsichtlich der erforderlichen Güte Q und der maximalen Resonanzfrequenzabweichung gewonnen werden. Dabei wurde gezeigt, dass, entgegen zur gängigen Meinung, eine hohe Güte nicht zwingend von Vorteil ist. Resonanzmarker mit geringeren Güten sorgen zwar für eine geringere Signalverstärkung, sind jedoch auch unempfindlicher gegenüber fertigungs- oder umgebungsbedingten Verstimmungen der Resonanz. Zudem führen solche Resonanzmarker zu geringeren lokalen SAR-Anstiegen.

Zur weiteren sequenz- und gewebespezifischen Analyse sollen zukünftig MRT-Simulatoren, wie SIMRI [147], Jemris [148] oder ODIN [149] eingebunden werden. Mithilfe dieser Tools können 3D-Simulationen durchgeführt werden, wobei sowohl

Feldstärkeinhomogenitäten als auch die chemische Verschiebung berücksichtigt werden. Damit kann der Verstärkungseffekt des Resonanzmarkers abhängig von dessen elektrischen Eigenschaften, dessen Magnetfeldcharakteristik sowie dessen Orientierung im Raum simuliert und optimiert werden. Darüber hinaus ist die Sichtbarkeit des Resonanzmarkers wesentlich abhängig von den Sequenzeinstellungen, welche mit solchen Simulatoren variiert und optimiert werden können. Ebenso ermöglicht dies eine simulationsbasierte Evaluation von Artefakten, welche durch den Resonanzmarker erzeugt werden.

6.2 Theoretische Betrachtung einer realen Swiss-Roll-Struktur

Im Fall der selbstresonanten Strukturen wurde im Rahmen der Dissertation die Swiss-Roll-Struktur betrachtet, welche 1999 durch *Pendry et al.* im Kontext mit sogenannten Metamaterialien eingeführt wurden. In der hierzu veröffentlichten Publikation [79] wurde zudem eine Formel zur Berechnung der Resonanzfrequenz abhängig von den geometrischen Parametern der Struktur angegeben. Dabei wurde von einer idealisierten Swiss-Roll-Struktur mit einer unendlichen Ausdehnung in Längsrichtung ($H \rightarrow \infty$), einer unendlich dünnen PEC⁹²-Lage ($d_{el} \rightarrow 0$) und einer Isolationslage mit $\varepsilon_r = 1$ (Vakuum) ausgegangen. Für reale Konfigurationen ist diese Formel daher nicht nutzbar. Bei folienbasierten Konstruktionen werden beispielsweise oxidierte Aluminiumfolien mit Schichtdicken im unteren μm -Bereich (Aluminium) bzw. oberen nm-Bereich (Aluminiumoxid) eingesetzt. Für die Bestimmung der Resonanzfrequenz solcher Konstruktionen sind elektromagnetische Feldsimulationen – wie z. B. ANSYS HFSSTM – nicht geeignet, da aufgrund der kleinen Ortsschritte und den damit einhergehenden kleinen Zeitschritten ein sehr hoher Speicherplatzbedarf notwendig ist. *Kurter et al.* zeigen die Fertigung und Simulation von zweidimensionalen Swiss-Roll-Strukturen, welche mittels eines Sputterprozesses auf einem Quarzsubstrat hergestellt wurden [81]. Aufgrund der einfachen Geometrie konnte hierfür ein sinnvolles Simulationsergebnis mittels ANSYS HFSSTM erzielt werden. Eine Übertragung des Simulations-Setups auf eine dreidimensionale Struktur war nur für dicke Folienlagen (100 μm Schichtdicke je Lage) erfolgreich. Um dennoch eine Berechnung der Resonanzfrequenz zu ermöglichen, wurde eine Berechnungsmethode hergeleitet,

⁹²Perfect Electric Conducting (perfekt elektrisch leitend)

wobei Induktivität und Kapazität aufgrund der Annahme einer quasistationären Problematik getrennt betrachtet werden konnten. Es erfolgte eine Verifizierung anhand der in [79] vorgegebenen idealisierten Struktur. Dabei war für $H \rightarrow \infty$ eine sehr gute Übereinstimmung beider Berechnungsmethoden zu verzeichnen. Mit der vorgestellten Berechnungsmethode ist es damit erstmals möglich, die Resonanzfrequenz von selbstresonanten Swiss-Roll-Strukturen mit realen Geometrie- und Materialparametern schnell und effektiv zu berechnen. Die Berechnungen zeigten zudem, dass für geringere Höhen, d. h. $H < 10$ mm, die Lösungsformel von *Pendry et al.* sehr ungenau ist und zu signifikanten Abweichungen führt (vgl. Abb. 3.24, S. 67).

Bei der Dimensionierung von selbstresonanten Strukturen gibt es jedoch generell zwei wesentliche Probleme. Zum einen bewirkt eine Variation der Geometrie zugleich eine Änderung der Induktivität und Kapazität. Zum anderen ist ein Problem in den elektrischen Eigenschaften der Isolationsmaterialien zu sehen. Häufig weisen diese eine z. T. stark frequenzabhängige Permittivität auf. Beide Aspekte sorgen dafür, dass eine inverse Vorgehensweise, d. h. die Berechnung der optimalen Geometrie- und Materialparameter unter Vorgabe der Resonanzfrequenz, nicht möglich ist. Zukünftig sollen daher Optimierungsalgorithmen entwickelt werden, welche die Resonanzfrequenz einer vorgegebenen Struktur nicht direkt, sondern iterativ bestimmen. Zur initialen Berechnung kann ein Startwert der Permittivität der Isolations-schicht bei einer bestimmten Frequenz gewählt werden. In den weiteren Iterationen wird die Permittivität für die zuletzt berechnete Resonanzfrequenz eingesetzt. Als Abbruchkriterium kann eine maximale Änderung der von Iteration zu Iteration berechneten Resonanzfrequenz definiert werden. Sind die Abweichungen der berechneten zur erwünschten Resonanzfrequenz zu stark, müssen die Geometrie- und / oder Materialparameter entsprechend angepasst und eine iterative Berechnung von neuem durchgeführt werden. Hierfür können Vorinformationen – beispielsweise die Tendenz Resonanzfrequenzänderung bei der Variation eines Parameters – genutzt werden (vgl. durchgeführte Untersuchungen in Abschnitt 3.3.2, ab Seite 66).

6.3 Designprozess von Resonanzmarkern

In der Literatur sind eine Vielzahl von Realisierungen von Resonanzmarkern mittels Drahtwickeltechnik zu finden. Der in der Dissertation entwickelte dedizierte Designprozess ermöglicht dabei zukünftig eine gezieltere und anwendungsorientierte Auslegung der Resonanzmarker abhängig vom klinischen Szenario. Der Designpro-

zess von Resonanzmarkern wurde in eine Planungs-, Realisierungs-, Evaluations- und Analysephase gegliedert. Für die Planungsphase wurden zahlreiche designspezifische Anforderungen aufgelistet und diskutiert. Mithilfe beschriebenen Anforderungen kann dabei das für den Einsatz optimale Spulen- und Kondensatordesign ermittelt werden. Daraus kann wiederum die Fertigungstechnologie abgeleitet werden, welche in dem jeweiligen Fall am besten geeignet ist.

Da der Designprozess sich zunächst auf einen forschungsbezogenen Einsatz bezieht, wurden ökonomische Aspekte jedoch nicht einbezogen. Diese umfassen unter anderem die Anzahl an Prozessschritten sowie die notwendigen Prozessmittel zur Fertigung des Resonanzmarkers. Die Komplexität der Fertigungsverfahren korreliert auch mit den Herstellungskosten. Für eine industrielle Fertigung kann zudem die Einbindung der Resonanzmarkerfertigung direkt in die Prozessstrecke der Instrumentenfertigung eine hohe Relevanz beigemessen werden.

Weiterhin wurden Anforderungen ausgeklammert, welche sich aus der Lagerung der Instrumente ergeben. Dies betrifft vor allem die Langzeitstabilität der elektrischen und mechanischen Eigenschaften der Resonanzmarker. Ebenso müssen Anforderungen, welche das Trackingverfahren an die Resonanzmarker stellt, bei der Konzepterarbeitung berücksichtigt werden. Eine wesentliche Anforderung ist hierbei in der Signalstabilität der Resonanzmarker bei kontinuierlicher Aufnahme von interventionellen MR-Bildern zu sehen. Beispielsweise wurden bei den Resonanzmarkern der Nadelhülse eine Signalabnahme bei Verwendung einer MR-Sequenz mit HF-Spoiler beobachtet (vgl. Abb. 5.34, Seite 141).

Die Erläuterungen zur Evaluationsphase umfassten verschiedene Teststrategien zur Charakterisierung der gefertigten Resonanzmarker. Der wesentliche Vorteil einer einheitlichen Teststrategie ist in der Vergleichbarkeit verschiedener Resonanzmarkerrealisierungen zu sehen. Die in der Literatur beschriebenen Resonanzmarker wurden zumeist nur elektrisch charakterisiert – wobei das genaue Messverfahren oft nicht beschrieben war – und anschließend im MRT hinsichtlich ihrer Funktionserfüllung evaluiert. Die Testbedingungen, wie verwendete MR-Sequenz und MR-Sende- und -Empfangsspule sowie die elektrische Eigenschaften der Umgebung, variierten dabei stark. Zudem erfolgte keine einheitliche Auswertung der Testergebnisse. Ein qualitativ und quantitativ vergleichbares Messergebnis kann alternativ mithilfe der beschriebenen Methode zur Aufnahme einer B_1 -Map gewonnen werden. Hierbei sollte ein Testmedium mit angepassten elektrischen Parametern sowie einem definierten Relaxationsverhalten verwendet werden. Zur Herstellung eines geeigneten Phantoms kann

die gewünschte elektrische Leitfähigkeit mit Kochsatz eingestellt werden [60, 150]. Die dielektrischen Eigenschaften lassen sich durch Zugabe von Öl beeinflussen [151]. Für den Funktionstest im MRT ist es ebenso erforderlich ein Phantom mit den T_1 - und T_2 -Relaxationszeiten des entsprechenden Gewebes zu verwenden. *Yoshimura et al.* beschreiben die Herstellung eines Phantoms mit einstellbaren Relaxationszeiten für 1,5 T [152].

Der dargestellte Designprozess lässt erstmals eine strukturierte Vorgehensweise bei einer mikrosystemtechnischen Realisierung von Resonanzmarkern zu. Darüber hinaus kann dieser auch auf andere Gebiete übertragen werden, wie beispielsweise die Fertigung miniaturisierter MR-Empfangsspulen [153] oder steuerbarer Katheter [154].

6.4 Konstruktiv-technologische Auslegung, Realisierung und Evaluierung von Resonanzmarkern

6.4.1 Visualisierung von flexiblen Instrumenten innerhalb des Patienten

Für die semi-aktive Visualisierung von Kathetern im MR-Bild sind in der Literatur häufig Konzepte aus drahtgewickelten Spulen, welche mit einem SMD-Kondensator abgestimmt werden, zu finden [39, 40, 90, 91, 155]. Der beschriebene Aufbau eignet sich allerdings nicht für den Einsatz im Patienten. Eine Realisierung von Resonanzmarkern mittels der Dünnschichtflextechnik wurde daher durch *Ellersiek et al.* gezeigt [107, 108]. Der getestete Demonstrator zeigte eine gute Funktionserfüllung, jedoch ermöglicht der folienbasierte Aufbau keine Realisierung von Zylinderspulen, wie sie für einige Interventionen erforderlich sind. Zudem ist ein weiterer Fertigungsschritt zum Aufbringen der Folie auf den Katheter notwendig.

Zur Fertigung von Zylinderspulen und -kondensatoren eignet sich die Aerosol-Depositionstechnologie mit anschließender stromloser Metallisierung, bei der die Leiterstruktur direkt auf den Katheter in einem additiven Prozess aufgebaut werden kann. Eine Einbettung der Leiterstrukturen direkt in die polymere Instrumentenwandung lässt sich hingegen mittels des Heißprägeverfahrens realisieren. Um die

Eignung beider Fertigungsverfahren zu analysieren, wurden zwei Varianten von Resonanzmarkern in diesem Szenario realisiert.

Die Realisierung der Zylinderspule auf einem 6 F-Polymerkatheter mittels Aerosol-Depositionstechnologie wurde bereits in [95, 156] demonstriert. Dieses Konzept wurde nun um die Integration eines Zylinderkondensators erweitert. Die realisierten Testobjekte zeigten sehr gute Ergebnisse bei der Evaluierung der elektrischen, sowie mechanischen Eigenschaften und ermöglichten einen erfolgreichen Funktionsnachweis im MRT. Die Dimensionierung der Zylinderspule konnte dabei mit der Software FastHenry erfolgen. Eine Vorabberechnung des Zylinderkondensators war hingegen nicht möglich, da einerseits die Permittivität des verwendeten Mikroschrumpfschlauches bei der LARMORfrequenz des 3 T MRTs und andererseits die Wandstärke des Mikroschrumpfschlauches im geschrumpften Zustand nicht bekannt waren. Die frequenzabhängige Permittivität kann jedoch in zukünftigen Untersuchungen experimentell durch Messung in einem Kondensator, einem Resonator, einer Koaxialleitung oder im Freiraum bestimmt werden [157]. Die Wandstärke lässt sich messtechnisch mit einem Laserprofilometer ermitteln.

Darüber hinaus ist eine Optimierung des Fertigungsprozesses erforderlich, um reproduzierbare Ergebnisse zu erhalten. Beim Auftragen der katalytischen Nanotinte kam es nach längerem Drucken zum Verstopfen der Düse und damit zu ungleichmäßigen Druckergebnissen, welche sich direkt auf den nachfolgenden Metallisierungsprozess auswirkten. Besonderen Einfluss besitzt darüber hinaus die Zusammensetzung des Kupferbades für die stromlose Metallisierung. Wurde dieses mehrfach verwendet, so kam es zu einer ungleichmäßigen Metallisierung und Flockenbildung.

Die zuvor definierten Anforderungen wurden von den mittels Aerosol-Depositionstechnologie gefertigten Resonanzmarker sehr gut erfüllt. Lediglich die maximal zulässige Länge des Resonanzmarkers wurde minimal überschritten. Da jedoch die Kondensatorelektrode zur Frequenzabstimmung gekürzt werden musste, kann dies in einem überarbeiteten Design berücksichtigt werden. Darüber hinaus besteht die Möglichkeit, den Kondensator durch Verwendung von

- (a) Mikroschrumpfschläuchen mit dünnerer Wandstärke oder
- (b) Lacken mit höherer Permittivität

weiter zu miniaturisieren.

Des Weiteren wurden Leiterschleifen mittels der Heißprägetechnologie direkt in die Katheterwandung eingebracht. Im Vergleich zu dem folienbasierten Verfahren von *Ellersiek et al.* [108] zeichnet sich der Herstellungsprozess durch eine einfachere Fertigung, einer geringeren Anzahl an Prozessschritten aus und eignet sich somit potentiell für eine Massenfertigung. Die gefertigten Testobjekte zeigten jedoch fertigungsbedingte Defizite bei der geometrischen Charakterisierung. Durch den Heißprägeprozess kam es zu Materialverdrängungen und in der Folge zu Verformungen des Katheters, welche zukünftig durch eine Verringerung der Prägekraft vermindert werden können. Um trotzdem eine ausreichend hohe Haftfestigkeit der Metallfolie auf dem Polymer zu gewährleisten, sollten Folien mit einer einseitigen aufgerauten Oberfläche verwendet werden.

Im aktuellen Design musste die Abstimmung auf die Resonanzfrequenz durch die Verwendung von SMD-Kondensatoren erfolgen. Dadurch wurden zum einen unerwünschte Suszeptibilitätsartefakte erzeugt. Zum anderen verursachte dies einen punktuell starken Durchmesserzuwachs und in der Folge einen schlechten geometrischen Formfaktor. Ein Einführen in die dafür vorgesehene Katheterschleuse wäre somit nicht möglich. Aus diesem Grund ist die Entwicklung geeigneter Fertigungsprozesse erforderlich, welche

- (a) eine Einbettung des SMD-Kondensators in die Instrumentenwandung oder
- (b) eine Realisierung eines Plattenkondensators durch Verwendung mehrlagiger Folien

ermöglichen.

6.4.2 Visualisierung von rigiden Instrumenten innerhalb des Patienten

Die Durchführung von Knochenbiopsien unter MR-Bildgebung erfordert die Verwendung von scharfen, rigiden und gleichzeitig MR-kompatiblen Bohrern. *Boese et al.* entwickelten daher einen keramischen Knochenbohrer, welcher diese Anforderungen erfüllt [137]. Innerhalb des Knochens ist dieser jedoch nur unzureichend sichtbar [136]. Zur Visualisierung dieser Bohrer können daher Resonanzmarker eine mögliche Lösung darstellen. Für die Fertigung solcher Strukturen direkt auf einem keramischen Substrat erweist sich die Dickschichthybridtechnik als sehr vorteilhaft [102].

Im Rahmen einer Machbarkeitsanalyse wurde daher erstmals die LTCC-Technologie zur Realisierung von Resonanzmarkern auf planaren Substraten angewandt. Folgende wesentliche Vorteile konnten dabei identifiziert werden:

- Integration des Kondensators
- einfacher Fertigungsprozess bzw. geringe Anzahl an Fertigungsschritten
- geringer Schichtzuwachs ($< 45 \mu\text{m}$)
- sehr gute Schichthaftung
- MR-kompatible Materialien
- keine messbare Erwärmung

Um die notwendige Resonanzfrequenz zu erzielen, wurde in allen Fällen ein Plattenkondensator mit quadratischer Grundfläche realisiert. Die LTCC-Technologie bietet zudem die Möglichkeit, die Kondensatormaße weiter zu verringern, indem mehrlagige Strukturen (Mehrschichtkondensator) aufgebaut oder hochpermittive Pasten eingesetzt werden [158].

Die Ergebnisse aus der Machbarkeitsanalyse können dafür genutzt werden, Resonanzmarker auf zylindrischen Substraten zu fertigen. Hier stehen zwei Möglichkeiten zur Auswahl: zum einen kann die grüne Glaskeramik in der LTCC-Technologie mittels Siebdruck- oder Schablonendruckverfahren beschichtet, anschließend zu einer zylindrischen Form gerollt und gesintert werden [159]. Zum anderen kann die klassische Dickschichttechnik eingesetzt werden, bei der der Pastendruck auf einem bereits gebrannten zylindrischen Keramiksubstrat erfolgt. Hierbei werden die Pasten beispielsweise über den Siebdruck [160] oder den Tampondruck auf das Substrat aufgebracht [161].

6.4.3 Visualisierung von Instrumenten außerhalb des Patienten

Instrumente wie Punktionsnadeln erzeugen selbst kein MR-Signal und sind daher außerhalb des Patienten im MR-Bild nicht sichtbar. Eine mögliche Lösung dafür ist in der Verwendung einer zusätzlichen MR-sichtbaren Nadelhülse zu sehen. Eine mit MR-positivem Kontrastmittel gefüllte Nadelhülse ohne Resonanzmarker wurde bereits in [141, 142] beschrieben. Darauf aufbauend haben *Neumann et al.* ein Trackingverfahren für eine Nadelhülse mit zwei zusätzlichen Resonanzmarkern entwickelt [85]. Hierfür wurde ein Spritzenkörper mit Kontrastmittel gefüllt. An beiden

Enden wurden flüssigkeitsgefüllte Behälter, welche mit einem drahtgewickeltem Resonanzmarker ausgestattet waren, fixiert. Mithilfe dieser Konstruktion wurde ein robustes Tracking mit automatischer Schichtnachführung in einem geschlossenen MRT demonstriert; jedoch wies der Aufbau zwei wesentliche Nachteile auf:

- (a) Die Konstruktion besaß eine Gesamtlänge von 130 mm und einen Durchmesser von 35 mm. Wird zusätzlich von einer 150 mm langen Punktionsnadel ausgegangen, so ist eine Durchführung der Intervention im geschlossenen wide-bore MRT bei einem durchschnittlich gebauten Patienten als schwierig anzusehen.
- (b) Bei der vorgestellten Konstruktion ist eine Fixierung einer Standard-Punktionsnadel nicht möglich.

Ausgehend von den Arbeiten von *Neumann et al.* wurde ein weiterentwickeltes Konzept einer Nadelhülse mit zwei selbstresonanten Swiss-Roll-Strukturen abgeleitet. Die hier vorgestellte Nadelhülse besitzt eine zentrale Bohrung durch die z. B. eine Nadel eingeführt werden kann. Je nach Außendurchmesser der Nadel kann ein entsprechender Bohrungsdurchmesser vorgesehen werden. Eine Entfernung des Mandrins – bspw. zum Einführen einer Biopsienadel – ist bei dem Design problemlos möglich. Darüber hinaus beträgt die Gesamtlänge der beschriebenen Nadelhülse 50 mm. Damit eignet sich diese besser für einen Einsatz im geschlossenen MRT. Dennoch sorgt das aktuelle Design für eine Verkürzung der effektiven Nadellänge. Folglich muss eine längere Nadel gewählt werden, um das Zielgebiet im Patienten zu erreichen. Aufgrund der limitierten Platzverhältnisse – insbesondere im geschlossenen wide-bore MRT – ist dies nicht immer ohne Weiteres möglich. Um dies zu umgehen, wurde ein optimiertes Design mit zwei separierten Resonanzmarkereinheiten vorgeschlagen (vgl. Abb. 5.36, S. 143).

Des Weiteren ist zu beachten, dass die Genauigkeit der Lokalisierung zum Tracken der Resonanzmarker am Rand des FOV abnimmt aufgrund von Geometrieverzerrungen im MR-Schnittbild, welche durch Feldstärkeinhomogenitäten bedingt sind. Diese Abweichungen sind jedoch unabhängig von der Bauart der Resonanzmarker und treten auch bei aktiven MR-basierten Trackingmethoden auf.

Die Verwendung von Swiss-Roll-Strukturen als Resonanzmarker hat sich bei den Tests als vorteilhaft erwiesen. Deren Fertigung zeichnet sich durch einen einfachen und kostengünstigen Herstellungsprozess aus. Hierbei ist jedoch zu beachten, dass die erzielbare Resonanzfrequenz stark vom Wickelprozess selbst abhängt. Abhängig von der Zugspannung beim Wickelprozess stellen sich Resonanzfrequenzen mit Va-

riationen im MHz-Bereich ein. Eine Möglichkeit zur Abstimmung der Resonanz wird im Patent US 2009/0153275 A1 [162] durch *Lee et al.* vorgestellt. Hierbei wird zwischen der inneren und äußeren elektrisch leitenden Lage ein variabler Kondensator bzw. eine variable Spule geschaltet. Die Einstellung beider diskreter Bauelemente kann hierbei elektrisch über eine Spannungssteuerung oder mechanisch erfolgen. Die Verwendung von zusätzlichen Bauteilen würde jedoch die Komplexität der Struktur erhöhen. Zudem ist die Fertigung aufwändiger und eine spannungsgesteuerte Abstimmung der Elemente erfordert die Verwendung von langen elektrischen Leitern, welche sich in der MRT-Umgebung erhitzen könnten. Diese Maßnahmen würden daher die Vorteilen der einfachen selbstresonanten Swiss-Roll-Struktur zur semi-aktiven Instrumentenvisualisierung zunichte machen. Für einen kommerziellen Einsatz von Swiss-Roll-Strukturen ist es somit erforderlich, den Aufwickelprozess reproduzierbar zu gestalten, um die erwünschte Resonanzfrequenz zu erzielen. Hierfür könnten spezielle Spulenwickelautomaten, welche die Folie mit einer definierten Zugkraft wickeln, zum Einsatz kommen.

Die Swiss-Roll-Marker auf der Nadelhülse wurden im Funktionstest mit einer interventionellen MR-Sequenz getestet. Dabei wurden bei MR-Sequenzen mit HF-Spoiler Ghostartefakte in Phasenkodierrichtung beobachtet. Bei sehr schnellen Sequenzen ist die Transversalmagnetisierung nach einem T_R noch nicht vollständig dephasiert. Das Spoiling dient dazu, die vorhandene Quermagnetisierung zu zerstören, damit diese nicht mit dem nächsten HF-Puls angeregt wird. Beim HF-Spoiling wird die Phase des Anregepulses für jede k -Raumzeile nach einem vordefinierten Schema variiert [49]. Ghostartefakte entstehen dabei durch Diskontinuitäten in Phasenkodierung. Neben einer periodischen Bewegung des Objektes sind auch Schwankungen von dessen Signalintensität, konstante Phasenverschiebung, sowie Fehlregistrierungen im k -Raum Ursache solcher Artefakte [163]. Die durch den HF-Spoiler variierende Phase wird durch den Resonanzmarker ortsabhängig verschoben, wodurch es in der Folge zu konstruktiven und destruktiven Signalveränderungen kommen kann (vgl. Abb. 3.9 und Abb. 3.10, Seite 47f.). Bei Resonanzmarkern mit geringer Güte sind konstruktive und destruktive Überlagerungen räumlich sehr begrenzt, nehmen jedoch mit zunehmender Güte ebenfalls zu. Darüber hinaus beeinflusst die Verstimmung der Resonanzmarker die Phasenlage. Bei einem perfekt abgestimmten Resonanzmarker beträgt die Phasenverschiebung zum anregenden \vec{B}_{1+} -Feld im Inneren 90° . Für $f_{\text{res}} < f_0$ zeigt sich ein induktives Verhalten mit $\varphi_{\text{ges}} = 180^\circ$, wohingegen Resonanzmarker mit $f_{\text{res}} > f_0$ zu einem kapazitiven Verhalten mit $\varphi_{\text{ges}} = 0^\circ$ führen. Wenn die Phasenänderung je aufgenommenener k -Raumzeile variieren, entstehen die

beobachteten Ghostartefakte. Diese beschriebenen Phasenänderungen sind jedoch konstant relativ zum anregenden \vec{B}_{1+} -Feld. Eine mögliche Erklärung dafür könnten minimale Bewegungen des Resonanzmarkers aufgrund von Vibrationen des Patientisches durch das Schalten der Gradienten sein. In weiteren Experimenten mit Swiss-Roll-Resonanzmarkern geringerer Güte zeigten sich keine sichtbaren Ghostartefakte bei Verwendung der Beat_IRTTT-Sequenz (Siemens AG, Healthcare Sector, Erlangen, Deutschland) mit den gleichen Parametern. Grund könnte hier die beschriebene räumlich begrenzte Variation der Phase sein. Zur genauen Analyse des Effektes sind daher weiterführende theoretische Betrachtungen, MR-Simulationen und experimentelle Untersuchungen erforderlich. In der Konsequenz sollten diese eine genaue Abschätzung der Auswirkung der Feldcharakteristik sowie der elektrischen Eigenschaften des Resonanzmarkers (f_{res} und Q) auf die Bildqualität abhängig von der gewählten MR-Sequenz ermöglichen.

Bei der Verwendung einer solchen Nadelhülse ist zudem darauf zu achten, dass das Suszeptibilitätsartefakt der verwendeten Punktionsnadel einen kleineren Durchmesser aufweisen muss als der Bereich der Signalverstärkung durch den Resonanzmarker. In dem Funktionstest wurde eine 21 G-Karbonfasernadel mit Nitinol-Mandrin verwendet, welche auch bei 3 T nur ein geringfügiges Artefakt erzeugt. Standardmäßig verwendete Punktionsnadeln aus einer Titanlegierung erzeugen ein Artefakt, welches um ein Vielfaches größer als deren Durchmesser ist. Ebenfalls ist zu erwarten, dass hierbei der Effekt der Resonanzfrequenzverschiebung und der Güteverringering größer ist. Hier ist noch eine Evaluation hinsichtlich der verwendeten Materialien und Nadeldurchmesser erforderlich.

Zudem ergaben die Untersuchungen im MRT, dass sich die Swiss-Roll-Strukturen nicht erhitzen. Die Erwärmung im Gewebe ist proportional zum lokalen SAR-Wert, welcher sich mit

$$\text{SAR}(\vec{r}) = \frac{1}{2} \frac{\kappa}{\rho} \cdot \left| \vec{E}(\vec{r}) \right|^2 \quad (6.1)$$

berechnet [59]. Die elektrischen Felder entstehen einerseits durch Induktion des anregenden B_1 -Feldes im Gewebe und andererseits durch den Verschiebungsstrom durch den Kondensator des Resonanzmarkers. Lokale Maxima des elektrischen Feldes haben somit eine Temperaturerhöhung im Gewebe zur Folge. Bei drahtgewickelten Resonanzmarkern, welche mit SMD-Kondensatoren abgestimmt waren, wurde dies bereits beobachtet [87, 164]. Aufgrund der konzentrierten Kondensatorelemente entsteht in dieser Konfiguration ein lokales \vec{E} -Feldmaximum. Bei den Swiss-Roll-Strukturen ist die Kapazität hingegen entlang der Wickelfläche verteilt, wodurch sich das

elektrische Feld in der Folge ebenfalls verteilt. Aus diesem Grund sind lokal geringere SAR-Werte zu erwarten.

6.4.4 Resonanzmarker als Landmarken

Zur Markierung von bestimmten Punkten an der Patientenoberfläche bzw. zur Visualisierung von Instrumenten werden häufig passive Marker eingesetzt. Hierfür eignen sich beispielsweise Fischöl- oder Vitamin-E-Kapseln [165–167], Paintballkugeln [168] oder Gadolinium-gedopte Marker [169]. Zur bildbasierten Detektion dieser Marker muss jedoch immer ein komplettes MR-Schnittbild aufgenommen werden. Resonanzmarker bieten hingegen den Vorteil, dass sie darüber hinaus mithilfe dreier 1D Projektionen entlang der x -, y - und z -Achse sehr einfach detektiert werden können, wenn die Anregung mit einem sehr niedrigen Flipwinkel erfolgt [170]. In diesem Fall ist das MR-Signal der Resonanzmarker aufgrund der Flipwinkelverstärkung signifikant größer als das der anatomischen Strukturen. Diese Projektionen enthalten abhängig von der Anzahl an Resonanzmarkern mehrere Peaks, deren Lagen mit der Position entlang der jeweiligen Achse korrespondieren. Der Vorteil ist hierbei, dass die Detektion wesentlich schneller und unabhängig von der Lage der MR-Schicht erfolgen kann. Bisher genutzte Resonanzmarker waren hierbei mit der Drahtwickeltechnik aufgebaut [170, 171].

Ziel dieses Szenarios war die MR-Visualisierung eines US-Transducers, mit dessen die atembedingte Leberbewegung gemessen werden soll. In einem klinischen Einsatz erfolgt parallel dazu eine thermische Tumorablation mittels HIFU sowie eine Therapieüberwachung in Form der MR-Thermometrie. Aufgrund ihrer sehr einfachen Fertigung wurden in diesem Szenario ebenfalls Swiss-Roll-Strukturen verwendet. Die Ergebnisse zeigten, dass diese Strukturen für eine solche Anwendung sehr gut geeignet sind. Aus der Evaluation ergab dennoch weiteres Optimierungspotential, welches in weiteren Untersuchungen betrachtet werden sollte:

- (a) Optimierungen des Landmarken-Designs hinsichtlich einer reduzierten Größe und einer Orientierungsunabhängigkeit,
- (b) Entwicklung von Fixiermöglichkeiten der Landmarken am Transducer und
- (c) Bestimmung der optimalen Verteilung der Landmarken am Transducer
- (d) Einfluss der Resonanzmarker auf die MR-Thermometrie

Bei der Verwendung als Landmarken zur Detektion von Geräten muss darüber hinaus evaluiert werden, wie viele Landmarken notwendig sind und wie diese am Transducer verteilt werden müssen, um eine sichere Positionsbestimmung zu ermöglichen. Hierbei ist wesentlich, wie die Detektion erfolgen soll, d. h. bspw. über die Aufnahme eines 3D-Datensatzes zur initialen Detektion und der anschließenden Aufnahme von 2D-Schichtbildern, welche kürzere Akquisitionszeiten aufweisen, jedoch nur einen Teil der Resonanzmarker darstellen kann.

Als Referenz kann bei der Evaluierung der bildbasierten Detektion beispielsweise das optische Moiré-Phase-Tracking genutzt werden, welches bereits erfolgreich Anwendung beim Tracken von rigiden Instrumenten findet [29]. Darüber hinaus sollte eine Evaluation der Resonanzmarker in Verbindung mit der in der Intervention genutzten Thermometriesequenz erfolgen. Bei Sequenzen mit HF-Spoiler wurden Ghostartefakte beobachtet (vgl. Abb. 5.34 auf Seite 141 (Szenario 3)). Dadurch kann das Ergebnis der Thermometrie verfälscht werden. In diesem Fall muss überprüft werden, ob alternativ ein Gradienten-Spoiler genutzt werden kann.

7 Zusammenfassung

Die vorliegende Dissertation zielt darauf ab, erstmals ein Konzept für den Designprozess von Resonanzmarkern zur Instrumentenvisualisierung während MR-gestützter minimal-invasiver Interventionen zu geben. Das Konzept umfasst sowohl die zur Dimensionierung notwendigen theoretischen Grundlagen, Designkriterien, mögliche Fertigungsverfahren als auch eine umfassende Zusammenstellung von geeigneten Evaluationsmethoden.

In der Literatur sind zahlreiche prototypische Umsetzungen zu finden, bei denen die Spule aus einem Draht geformt und mittels SMD-Kondensatoren abgestimmt wird [35, 40, 85, 91, 155, 172]. Diese Modelle zeigen zwar eine gute Funktionsfähigkeit, d. h. erzeugen einen gut sichtbaren Kontrast zum Hintergrundsignal, sind jedoch aufgrund ihrer Komponenten und des schlechten Formfaktors ungeeignet für den klinischen Einsatz. Die auf die Katheteraußenseite angebrachten SMD-Kondensatoren können insbesondere bei intravaskulären Kathetern die Steuerung der Instrumente erschweren. Daher bestand das Ziel der vorliegenden Dissertation darin, applikationsspezifische mikrosystemtechnische Fertigungsansätze für Resonanzmarker aufzuzeigen.

In der Dissertation wird zunächst auf die theoretische Untersuchung des Verhaltens des Resonanzmarkers im MRT (vgl. Abschnitt 3.1) eingegangen. Dafür wurde der Einfluss des Resonanzmarkers auf die Magnetisierung auf Basis der BLOCH-Gleichungen analysiert. Wichtigste Erkenntnisse waren hierbei

- (a) Ein perfekt abgestimmter Resonanzmarker erzeugt ein Magnetfeld, welches eine Phasenverschiebung von 90° zum anregenden Magnetfeld aufweist. Bei einer Resonanzfrequenz oberhalb der LARMORfrequenz vergrößert sich die Phasenverschiebung auf bis zu 180° , wohingegen eine zu niedrige Resonanzfrequenz zu einer Phasenverschiebung im Bereich $0^\circ \leq \varphi < 90^\circ$ führt. In der Folge kommt es zu konstruktiven bzw. destruktiven Überlagerungen der Magnetfelder.

-
- (b) Die durch den Resonanzmarker verursachte Flipwinkelverstärkung sorgt dafür, dass mit einem kleineren Flipwinkel angeregt werden muss, um ein maximales Voxelsignal zu erzielen. Wird der Anregungswinkel folglich so eingestellt, dass nur im Bereich des Resonanzmarkers der sogenannte ERNST-Winkel erreicht wird, kann dies eine bildbasierte Detektion des Resonanzmarkers erleichtern.
 - (c) Im Bereich der Resonanzmarker gibt es abhängig von der jeweiligen Güte mehrere Anregungswinkel, welche zu einem maximalen Voxelsignal führen.
 - (d) Bei bestimmten Anregungswinkeln führt die Flipwinkelverstärkung zu einem $n \cdot 360^\circ$ -Flippen der Magnetisierung, wodurch in der Folge nach dem HF-Puls keine Transversalmagnetisierung zur Verfügung steht.
 - (e) Die Bereiche, bei denen das Magnetfeld des Resonanzmarkers inhomogen ist, bspw. an den Stirnseiten einer Zylinderspule, zeigen konstruktive und destruktive Überlagerungen. Zudem kommt es hier zu starken Variationen der Phasenlage des resultierenden Magnetfeldes, deren Ausmaß mit der Güte des Resonanzmarkers korrelieren.
 - (f) Die Resonanzmarker zeigen bei Sequenzen mit sehr niedrigem Flipwinkel (α deutlich unter 1°) eine Signalverstärkung um den Faktor $\frac{Q}{2}$. Da jedoch die Signalintensitäten sowohl im nicht verstärkten als auch verstärkten Fall sehr gering sind, ist jeweils von einem niedrigen Signal-zu-Rausch-Verhältnis und folglich von einem geringem Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis auszugehen.
 - (g) Mit steigender Güte weist das Voxelsignal abhängig vom anregenden Flipwinkel mehrere Maxima auf. Flipwinkelvariationen (aufgrund einer nicht exakten Schichtselektion oder bedingt durch Variationen der \vec{B}_1 -Amplitude) werden durch den Resonanzmarker verstärkt. Dadurch kommt es zu unerwünschten Signalschwankungen. Um dies zu vermeiden, sollte entweder die Güte des Resonanzmarkers limitiert oder die Spins mit kleinen Flipwinkeln angeregt werden.

Im Abschnitt 3.3 wurde anschließend auf die Dimensionierung von Resonanzmarkern eingegangen. Hierbei unterscheidet man in zwei Varianten: Zum einen die elektrische Kontaktierung von diskreten Elementen (Spule und Kondensator) und zum anderen selbstresonante Strukturen. Im ersten Fall kann die Dimensionierung sowie Fertigung beider Komponenten unabhängig voneinander erfolgen. Je nach Komplexität der Strukturen kann bei der Dimensionierung entweder auf analytische Lösungen zurückgegriffen oder eine numerische Bestimmung von Induktivität, Widerstand

und Kapazität durchgeführt werden. Dieses Vorgehen kann nicht auf selbstresonante Strukturen übertragen werden. Für die selbstresonanten Swiss-Roll-Strukturen wurde daher eine Berechnungsmethode entwickelt, um ausgehend von den Geometrie- und Materialparametern eine Abschätzung der resultierenden Resonanzfrequenz f_{res} zu ermöglichen. Darauf aufbauend wurde der Einfluss der Höhe H sowie der Dicke d_{iso} und relativen Permittivität ε_r der Isolationsschicht auf f_{res} untersucht. Als Resultat konnte festgestellt werden, dass die Resonanzfrequenz invers proportional zur Höhe H ($f_{\text{res}} \propto \frac{1}{H^C}$ mit $C > 1$) sowie zur Permittivität ε ($f_{\text{res}} \propto \frac{1}{\sqrt{\varepsilon}}$) ist. Mit zunehmender Schichtdicke der Isolationsschicht nimmt die Resonanzfrequenz hingegen zu.

Im darauffolgenden Kapitel 4 wurde der Design-Prozess für Resonanzmarker vorgestellt. Dieser zyklische und iterative Prozess lässt sich in vier Phasen unterteilen: Planungs-, Realisierungs-, Evaluations- und Analysephase. Innerhalb der **Planungsphase** werden ausgehend von dem späteren klinischen Einsatz die obligatorischen und fakultativen Anforderungen an den Resonanzmarker definiert. Die interventionellen Gegebenheiten (z. B. Zugang, Instrument, MR-Scanner) beeinflussen zudem die Entscheidung für das Spulen- und Kondensatordesign. Nachdem das grobe Konzept des Schwingkreises (Form der Spule, Art des Kondensators) feststeht, müssen die zur Erzielung der notwendigen Resonanzfrequenz erforderlichen Geometrie- und Materialparameter bestimmt werden. Aus dem fertigen Konzept wird anschließend die geeignete Fertigungstechnologie abgeleitet. In der **Realisierungsphase** erfolgt dann die Herstellung von Komponenten oder der Gesamtkonstruktion. Innerhalb der Dissertation wurden folgende Fertigungsverfahren näher betrachtet und gegenübergestellt:

- (a) für diskrete Elemente: Drahtwickeltechnik, Aerosol-Depositionsverfahren, Heißprägen, Dickschichttechnologie und
- (b) für selbstresonante Strukturen: anodische Oxidation (Aluminiumfolie).

Die darauffolgende **Evaluationsphase** beinhaltet die Charakterisierung der gefertigten Resonanzmarker. Da hierfür keine standardisierten Testverfahren existieren, wurden Methoden aus anderen Anwendungsbereichen (z. B. flexible Leiterplattentechnik) auf die Problematik der Resonanzmarker übertragen. Die vorgestellten Testverfahren umfassten verschiedene Messmethoden zur geometrischen, elektrischen, mechanischen Charakterisierung sowie zum Test im MRT. Die Ergebnisse dieser Untersuchungen werden in der nachfolgenden **Analysephase** genutzt, um den Erfüllungsgrad der vordefinierten Anforderungen zu bestimmen.

Ausgehend von dem Designprozess wurden in Kapitel 5 vier klinisch relevante Beispiele vorgestellt. Im ersten Beispiel sollte ein 6 F Afterloading-Katheter mit Resonanzmarkern ausgestattet werden. Hierbei wurden zwei Lösungsansätze untersucht:

- (a) Realisierung einer Zylinderspule und eines Zylinderkondensators mithilfe der Aerosol-Depositionstechnologie mit anschließender stromloser Metallabscheidung
- (b) Realisierung einer Leiterschleife mithilfe des Heißprägeverfahrens und nachfolgendem Abstimmen mit SMD-Kondensatoren.

Ausgehend von den entwickelten Spulen- und Kondensatorkonzepten konnten in beiden Fällen erfolgreich Resonanzmarker direkt auf dem Instrument gefertigt werden. Die auf diese Weise gefertigten Resonanzmarker zeigten im MR-Sichtbarkeitstest ein positives Ergebnis. Dennoch wiesen beide Fertigungsverfahren Schwachstellen auf. Bei der Aerosol-Depositionstechnologie wurden Leiterbahnunterbrechungen, Kurzschlüsse zwischen den Windungen der Spule, ungleichmäßiges Aufwachsen der Kupferschicht, Flockenbildung an der Metalloberfläche sowie eine unzureichende elektrische Kontaktierung der inneren und äußeren Metalllage dokumentiert. Der Vorteil der Aerosol-Resonanzmarker ist jedoch, dass die Realisierung des Kondensators bereits in den Fertigungsprozess integriert werden konnte. Im Fall der heißgeprägten Leiterschleifen traten neben Leiterbahnunterbrechungen auch eine unzureichende Haftung der Metallfolie, eine unzureichende Ablösung der Restfolie, sowie Prägewülste auf. Letztere führen zu unerwünschten geometrischen Asymmetrien des Instrumentes. Für den Heißprägeprozess konnte die Integration des Kondensators noch nicht umgesetzt werden. Eine Möglichkeit stellen hierbei die Integration von SMD-Kondensatoren mit kleinen Baugrößen (≤ 0402) direkt in die Katheterwandung dar. Für planare Substrate wurde dies bereits durch *Li et al.* beschrieben [173]. Eine weitere Möglichkeit könnte der Einsatz von vorstrukturierten mehrlagigen Folien darstellen.

Das zweite Beispiel adressierte die Herstellung von Resonanzmarkern zur Visualisierung eines keramischen Knochenbohrers. Hierfür wurde im Rahmen einer Machbarkeitsanalyse erstmals die Fertigung von planaren Resonanzmarkern mittels LTCC-Technologie untersucht. Die auf diese Weise gefertigten Resonanzmarker zeigten eine sehr gute Funktionserfüllung im MRT und führten zudem zu keiner HF-induzierten Erwärmung. Als einziger Fertigungsfehler wurden Leiterbahnunterbrechungen identifiziert.

Außerhalb des Patienten sind die Instrumente im MR-Bild nicht sichtbar. Das erschwert vor allem bei perkutanen Interventionen mit Punktionsnadeln deren Positionierung. Aus diesem Grund wurde im dritten Beispiel eine Nadelhülse mit zwei selbstresonanten Swiss-Roll-Resonanzmarkern entwickelt. Der fertige Demonstrator wurde im MRT hinsichtlich Erhitzen und Sichtbarkeit mit verschiedenen Sequenzen untersucht. Die Anregung mit einer SAR-reichen TSE-Sequenz ergab eine Erhitzung von weniger als 1 K. Die Funktionserfüllung im MRT wurde unter anderem mit der interaktiven BEAT_IRTTT-Sequenz von Siemens demonstriert, welche bereits in perkutanen Interventionen Einsatz fand [143, 144].

Die Swiss-Roll-Marker wurden im vierten Beispiel auch zur Visualisierung eines Ultraschallkopfes im MR-Bild mithilfe mehrerer Landmarken genutzt. Der Funktionstest im MRT ergab für die verwendete FLASH-Sequenz ein positives Ergebnis.

Die vier Beispiele zeigen, dass neben der bisher in der Literatur etablierten Drahtwickeltechnik noch zahlreiche andere Fertigungsverfahren existieren, welche ebenfalls eine Funktionserfüllung im MRT zeigen und darüber hinaus deutlich kompakter gefertigt werden können. Die Entscheidung, welche Technologie zur Instrumentenvisualisierung am besten geeignet ist, muss für jeden Anwendungsfall separat entschieden werden. Sollen die Resonanzmarker zum Instrumententracking eingesetzt werden, muss zudem eine Evaluierung der Genauigkeit und Robustheit des Trackingverfahrens in Kombination mit den gefertigten Resonanzmarkern erfolgen. Seitens der Resonanzmarker ist ein wesentlicher Einfluss auf die Genauigkeit der Lokalisierung in der Größe des hyperintensiven Bereiches relativ zur gewählten Pixelgröße zu sehen. *Neumann* erzielte beispielsweise mithilfe einer bildbasierten Detektion zweier drahtgewickelter Resonanzmarker ($D = 7,5 \text{ mm}$) bei einer Pixelgröße von $2 \text{ mm} \times 2 \text{ mm}$ eine Genauigkeit von $\Delta\vec{x} = (1,97 \text{ mm}/1,32 \text{ mm}/1,93 \text{ mm})$ [36]. Ziel muss es sein, bei Verwendung mikrosystemtechnisch gefertigter Resonanzmarker mindestens die gleiche Detektionsgenauigkeit zu erreichen. Weitere auf dieser Arbeit basierende Untersuchungen sollten den Aspekt der Reproduzierbarkeit sowie Langzeitstabilität der jeweiligen Technologie näher beleuchten. Diese beiden Aspekte haben nicht nur eine hohe Relevanz für die Sicherheit der Anwendung, sondern spielen auch für eine ökonomische Betrachtung eine entscheidende Rolle, welcher hinsichtlich einer Überführung in ein kommerzielles Produkt besondere Bedeutung beigemessen werden sollte. Da in der vorliegenden Arbeit primär elektrotechnische Aspekte eine Rolle spielen sollten, wurde der Biokompatibilität der entwickelten Lösung keinerlei Beachtung geschenkt.

Die vorliegende Dissertation zeigt erstmals ein umfassendes Konzept zum Design sowie vielfältige Ansätze zur Evaluation von Resonanzmarkern auf. Auch wenn die interventionelle MRT bisher noch keine weitreichende Verbreitung gefunden hat, kann die vorliegende Arbeit dazu beitragen, die bereits angestoßenen Entwicklungen in diesem Feld zu unterstützen und die bereits vorhandenen Verfahren präziser und sicherer zu machen. Die semi-aktive Instrumentenvisualisierung stellt hierfür einen Kernpunkt dar, da hierdurch die Interventionsprozedur aufgrund der verbesserten Hand-Augen-Koordination vereinfacht wird. Durch die Entwicklung der Instrumentenvisualisierung ist sowohl für die Anwender als auch die Produzenten von Instrumenten ein wichtiger Anreiz gesetzt, ihre bisherigen Aktivitäten zu intensivieren und die interventionelle MRT in den klinischen Alltag zu führen.

A Anhang

A.1 Magnetfeld einer Swiss-Roll-Struktur

Die räumliche Verteilung des magnetischen Vektorfeldes eines stromführenden Leiters kann am Punkt

$$\vec{r} = \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \rho \cdot \cos \phi \\ \rho \cdot \sin \phi \\ z \end{pmatrix} \quad (\text{A.1})$$

mithilfe des BIOT-SAVART-Gesetzes berechnet werden:

$$\vec{B}(\vec{r}) = \frac{\mu_0}{4\pi} \int_V \frac{\vec{j}(\vec{r}') \times (\vec{r} - \vec{r}')}{|\vec{r} - \vec{r}'|^3} dV' \quad (\text{A.2})$$

mit

$$dV' = \rho' d\phi' dz' d\rho'. \quad (\text{A.3})$$

Der Strompfad ist durch den Ortsvektor \vec{r}' gegeben. In Zylinderkoordinaten lässt sich dieser durch

$$\vec{r}'(\phi', z') = \begin{pmatrix} -R(\phi') \cdot \cos \varphi \\ R(\phi') \cdot \sin \varphi \\ z' \end{pmatrix} \quad (\text{A.4})$$

mit

$$R(\phi') = R_i + \frac{d_{\text{el}} + d_{\text{iso}}}{2\pi} \phi' \quad (\text{A.5})$$

darstellen. Die Vektordifferenz beträgt dann

$$\vec{r} - \vec{r}' = \begin{pmatrix} \rho \cdot \cos \phi + R(\phi') \cdot \cos \phi' \\ \rho \cdot \sin \phi - R(\phi') \cdot \sin \phi' \\ z - z' \end{pmatrix}. \quad (\text{A.6})$$

Der Nenner in Gl. A.2 ergibt sich zu

$$|\vec{r} - \vec{r}'|^3 = \left[(\rho \cos \phi + R(\phi') \cos \phi')^2 + (\rho \sin \phi - R(\phi') \sin \phi')^2 + (z - z')^2 \right]^{\frac{3}{2}} \quad (\text{A.7a})$$

$$|\vec{r} - \vec{r}'|^3 = \left[\rho^2 \cos^2 \phi + 2\rho R(\phi') \cos \phi \cos \phi' + (R(\phi'))^2 \cos^2 \phi' + \rho^2 \sin^2 \phi - 2\rho R(\phi') \sin \phi \sin \phi' + (R(\phi'))^2 \sin^2 \phi' + (z - z')^2 \right]^{\frac{3}{2}} \quad (\text{A.7b})$$

$$|\vec{r} - \vec{r}'|^3 = \left[\rho^2 + (R(\phi'))^2 + 2\rho R(\phi') \cos(\phi + \phi') + (z - z')^2 \right]^{\frac{3}{2}}. \quad (\text{A.7c})$$

Für $R_i \gg (d_1 + d_2)$ besitzt der Strom nur eine ϕ' -Abhängigkeit. Die Stromdichte kann dargestellt werden durch

$$\vec{j}(\phi') = \hat{j} \cdot \vec{e}_j \quad (\text{A.8})$$

mit

$$\hat{j} = \frac{1}{H} \delta(\rho' - R(\phi')) \cdot \text{rect}\left(\frac{z}{h}\right) \cdot \begin{cases} I \cdot \frac{\phi'}{2\pi} & \text{für } \phi' < 2\pi \\ I & \text{für } 2\pi \leq \phi' \leq 2\pi(N-1) \\ I \cdot \left(1 - \frac{\phi' - 2\pi(N-1)}{2\pi}\right) & \text{für } \phi' > 2\pi(N-1) \end{cases}, \quad (\text{A.9})$$

wobei

$$\vec{e}_j = \begin{pmatrix} \sin \phi' \\ \cos \phi' \\ 0 \end{pmatrix} \quad (\text{A.10})$$

ist Das Kreuzprodukt ergibt sich zu

$$\vec{j}(\vec{r}') \times (\vec{r} - \vec{r}') = \hat{j} \cdot \begin{pmatrix} \sin \phi' \\ \cos \phi' \\ 0 \end{pmatrix} \times \begin{pmatrix} \rho \cdot \cos \phi + R(\phi') \cdot \cos \phi' \\ \rho \cdot \sin \phi - R(\phi') \cdot \sin \phi' \\ z - z' \end{pmatrix} \quad (\text{A.11a})$$

$$= \hat{j} \cdot \begin{pmatrix} \cos \phi' \cdot (z - z') \\ -\sin \phi' \cdot (z - z') \\ \sin \phi' \cdot (\rho \cdot \sin \phi - R(\phi') \cdot \sin \phi') - \cos \phi' \cdot (\rho \cdot \cos \phi + R(\phi') \cdot \cos \phi') \end{pmatrix}. \quad (\text{A.11b})$$

Die z -Komponente kann vereinfacht werden zu

$$\left[\vec{j}(\vec{r}') \times (\vec{r} - \vec{r}') \right]_z = \sin \phi' \cdot (\rho \cdot \sin \phi - R(\phi') \cdot \sin \phi') - \cos \phi' \cdot (\rho \cdot \cos \phi + R(\phi') \cdot \cos \phi') \quad (\text{A.12a})$$

$$= \rho \sin \phi \sin \phi' - R(\phi') \sin^2 \phi' - \rho \cos \phi \cos \phi' - R(\phi') \cos^2 \phi' \quad (\text{A.12b})$$

$$= -R(\phi') - \rho \cos(\phi + \phi'). \quad (\text{A.12c})$$

Damit folgt

$$\vec{j}(\vec{r}') \times (\vec{r} - \vec{r}') = \hat{j} \cdot \begin{pmatrix} \cos \phi' \cdot (z - z') \\ -\sin \phi' \cdot (z - z') \\ -R(\phi') - \rho \cos(\phi + \phi') \end{pmatrix}. \quad (\text{A.13})$$

Da die Stromdichte über $s(\phi')$ nicht konstant ist, zerlegt sich das Integral in drei Teile abhängig von ϕ' . Das resultierende Magnetfeld ergibt sich dann über Superposition.

Innerste Windung: $0 \leq \phi' \leq 2\pi$

$$\vec{B}(\vec{r}) = \frac{\mu_0}{4\pi} \cdot \frac{I}{H} \cdot \int_0^{\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} \int_0^{2\pi} \left[\frac{\phi'}{2\pi} \cdot \delta(\rho' - R(\phi')) \cdot \left(\Theta\left(z' - \frac{H}{2}\right) - \Theta\left(z' + \frac{H}{2}\right) \right) \right. \\ \left. \cdot \frac{\begin{pmatrix} \cos \phi' \cdot (z - z') \\ -\sin \phi' \cdot (z - z') \\ -R(\phi') - \rho \cos(\phi + \phi') \end{pmatrix}}{\left[\rho^2 + (R(\phi'))^2 + 2\rho R(\phi') \cos(\phi + \phi') + (z - z')^2 \right]^{\frac{3}{2}}} \cdot \rho' \right] d\phi' dz' d\rho' \quad (\text{A.14})$$

Ausblendeigenschaft der DIRAC- und HEAVYSIDE-Funktion liefert

$$\vec{B}(\vec{r}) = \frac{\mu_0}{4\pi} \cdot \frac{I}{H} \cdot \int_{-\frac{H}{2}}^{+\frac{H}{2}} \int_0^{2\pi} \frac{\phi'}{2\pi} \cdot \frac{\begin{pmatrix} \cos \phi' \cdot (z - z') \\ -\sin \phi' \cdot (z - z') \\ -R(\phi') - \rho \cos(\phi + \phi') \end{pmatrix} \cdot R(\phi') d\phi' dz'}{[\rho^2 + (R(\phi'))^2 + 2\rho R(\phi') \cos(\phi + \phi') + (z - z')^2]^{\frac{3}{2}}}. \quad (\text{A.15})$$

Analog ergibt sich für die weiteren Teilbereiche

Mittlere Windungen: $2\pi \leq \phi' \leq 2\pi(N - 1)$

$$\vec{B}(\vec{r}) = \frac{\mu_0}{4\pi} \cdot \frac{I}{H} \cdot \int_{-\frac{H}{2}}^{+\frac{H}{2}} \int_0^{2\pi} \frac{\begin{pmatrix} \cos \phi' \cdot (z - z') \\ -\sin \phi' \cdot (z - z') \\ -R(\phi') - \rho \cos(\phi + \phi') \end{pmatrix} \cdot R(\phi') d\phi' dz'}{[\rho^2 + (R(\phi'))^2 + 2\rho R(\phi') \cos(\phi + \phi') + (z - z')^2]^{\frac{3}{2}}} \quad (\text{A.16})$$

Äußere Windungen: $\phi' > 2\pi(N - 1)$

$$\vec{B}(\vec{r}) = \frac{\mu_0}{4\pi} \cdot \frac{I}{H} \cdot \int_{-\frac{H}{2}}^{+\frac{H}{2}} \int_0^{2\pi} \left(N - \frac{\phi'}{2\pi}\right) \cdot \frac{\begin{pmatrix} \cos \phi' \cdot (z - z') \\ -\sin \phi' \cdot (z - z') \\ -R(\phi') - \rho \cos(\phi + \phi') \end{pmatrix} \cdot R(\phi') d\phi' dz'}{[\rho^2 + (R(\phi'))^2 + 2\rho R(\phi') \cos(\phi + \phi') + (z - z')^2]^{\frac{3}{2}}} \quad (\text{A.17})$$

Die Stammfunktion der Integration über z' besitzt für die x - und y -Komponente von \vec{B} die folgende Form

$$\int \frac{c_1 \cdot (c_2 - z')}{[c_3 + (c_2 - z')^2]^{\frac{3}{2}}} dz' = \frac{c_1}{\sqrt{c_3 + (c_2 - z')^2}}. \quad (\text{A.18})$$

Für die z -Komponente lautet die Stammfunktion

$$\int \frac{c_1}{[c_3 + (c_2 - z')^2]^{\frac{3}{2}}} dz' = -\frac{c_1 \cdot (c_2 - z')}{c_3 \cdot \sqrt{c_3 + (c_2 - z')^2}}. \quad (\text{A.19})$$

Für $z = 0$ folgt

$$\begin{aligned}
 \vec{B}(x, y, 0) = & \frac{\mu_0}{4\pi} \cdot \frac{I}{H} \int_0^{2\pi} \frac{\frac{\phi' \cdot R(\phi')}{2\pi} \cdot \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ \frac{(-R(\phi') - \rho \cos(\phi + \phi')) \cdot H}{\rho^2 + [R(\phi')]^2 + 2\rho R(\phi') \cos(\phi + \phi')} \end{pmatrix}}{\left[\rho^2 + [R(\phi')]^2 + 2\rho R(\phi') \cos(\phi + \phi') + \left(\frac{H}{2}\right)^2 \right]^{\frac{1}{2}}} d\phi' \\
 & + \frac{\mu_0}{4\pi} \cdot \frac{I}{H} \int_{2\pi}^{2\pi(N-1)} \frac{R(\phi') \cdot \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ \frac{(-R(\phi') - \rho \cos(\phi + \phi')) \cdot H}{\rho^2 + [R(\phi')]^2 + 2\rho R(\phi') \cos(\phi + \phi')} \end{pmatrix}}{\left[\rho^2 + [R(\phi')]^2 + 2\rho R(\phi') \cos(\phi + \phi') + \left(\frac{H}{2}\right)^2 \right]^{\frac{1}{2}}} d\phi' \\
 & + \frac{\mu_0}{4\pi} \cdot \frac{I}{H} \int_{2\pi(N-1)}^{2\pi N} \frac{\left(N - \frac{\phi'}{2\pi}\right) \cdot R(\phi') \cdot \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ \frac{(-R(\phi') - \rho \cos(\phi + \phi')) \cdot H}{\rho^2 + [R(\phi')]^2 + 2\rho R(\phi') \cos(\phi + \phi')} \end{pmatrix}}{\left[\rho^2 + [R(\phi')]^2 + 2\rho R(\phi') \cos(\phi + \phi') + \left(\frac{H}{2}\right)^2 \right]^{\frac{1}{2}}} d\phi'
 \end{aligned} \tag{A.20}$$

A.2 Induktivität einer Swiss-Roll-Struktur

Die Swiss-Roll-Struktur kann vereinfacht als eine Spiralspule mit $N - 1$ Windungen betrachtet werden. Die Induktivität L ist dann direkt proportional zum magnetischen Fluss Φ :

$$L = \frac{N - 1}{I} \cdot \Phi. \tag{A.21}$$

Mit

$$\Phi = \int_{\partial A} \vec{B} \cdot d\vec{A} \tag{A.22}$$

folgt für die Induktivität

$$L = \frac{N - 1}{I} \cdot \int_{\partial A} \vec{B} \cdot d\vec{A}. \tag{A.23}$$

Für den Fall, dass die Höhe H viel größer als der Radius R_i ist, besitzt die magnetische Flussdichte im Inneren der Swiss-Roll-Struktur nur eine z -Komponente, welche über der Fläche konstant ist. Die Berechnung der magnetischen Flussdichte

kann somit am Punkt $(x; y; z) = (0; 0; 0)$, d. h. bei $(\rho; \phi; z) = (0; 0; 0)$ erfolgen. Unter Verwendung von Gleichung A.15 bis A.17 folgt

$$L = \frac{N-1}{I} \cdot |B_z(\rho=0, \phi=0, z=0)| \cdot \pi \cdot R_i^2 \quad (\text{A.24a})$$

$$L = \frac{\mu_0(N-1)R_i^2}{4H} \left| \int_0^{2\pi(N-1)} \frac{-R(\phi') \cdot \frac{R(\phi') \cdot H}{[R(\phi')]^2}}{\left[[R(\phi')]^2 + \left(\frac{H}{2}\right)^2 \right]^{\frac{1}{2}}} d\phi' \right| \quad (\text{A.24b})$$

$$L \stackrel{\left(\frac{H}{2}\right)^2 \gg [R(\phi')]^2}{=} \frac{\mu_0(N-1)R_i^2}{4H} \left| \int_0^{2\pi(N-1)} -2 d\phi' \right|. \quad (\text{A.24c})$$

Somit ergibt sich für die Induktivität einer unendlich langen Swiss-Roll-Struktur:

$$L = \frac{\mu_0 \pi R_i^2}{H} \cdot (N-1)^2. \quad (\text{A.25})$$

A.3 Simulationen

A.3.1 Simulation des Stromverlaufes in der Swiss-Roll-Struktur mittels openEMS

Tabelle A.1: Geometrische Parameter der simulierten Swiss-Roll-Struktur

Parameter	Wert	Einheit
Innenradius R_i	2	mm
Höhe h	2 bis 18	mm
Schichtdicke elektrisch leitende Schicht d_{el}	20	μm
Schichtdicke elektrisch isolierende Schicht d_{iso}	20	μm
Windungszahl N	3 bis 5	–

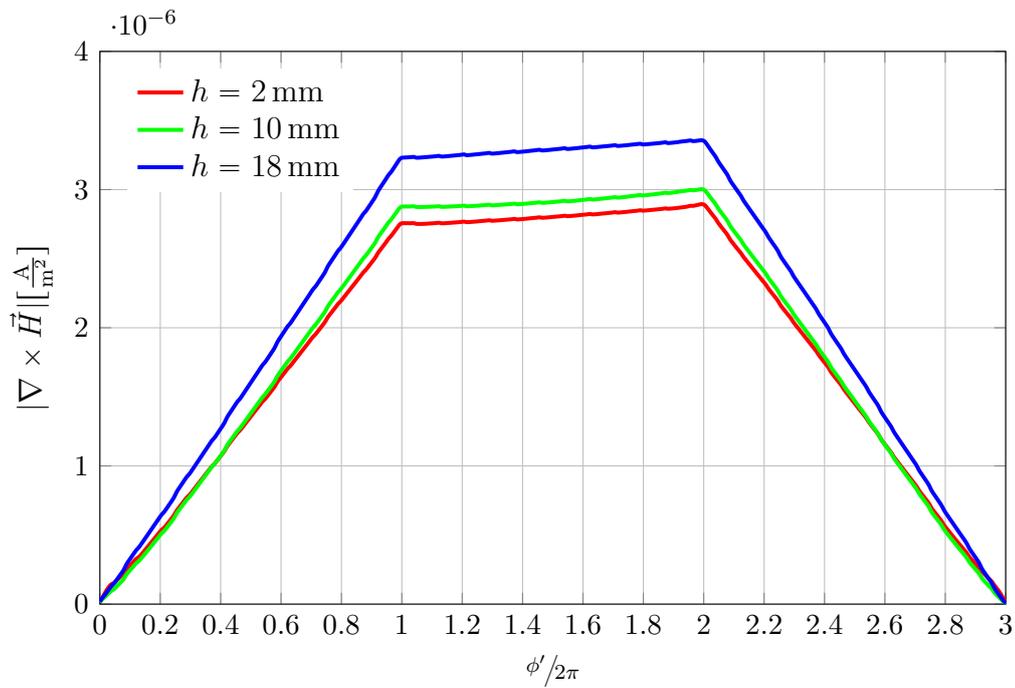


Abbildung A.1: Amplitude der ϕ' -Komponente des Stromes in der Swiss-Roll-Struktur ($N = 3$).

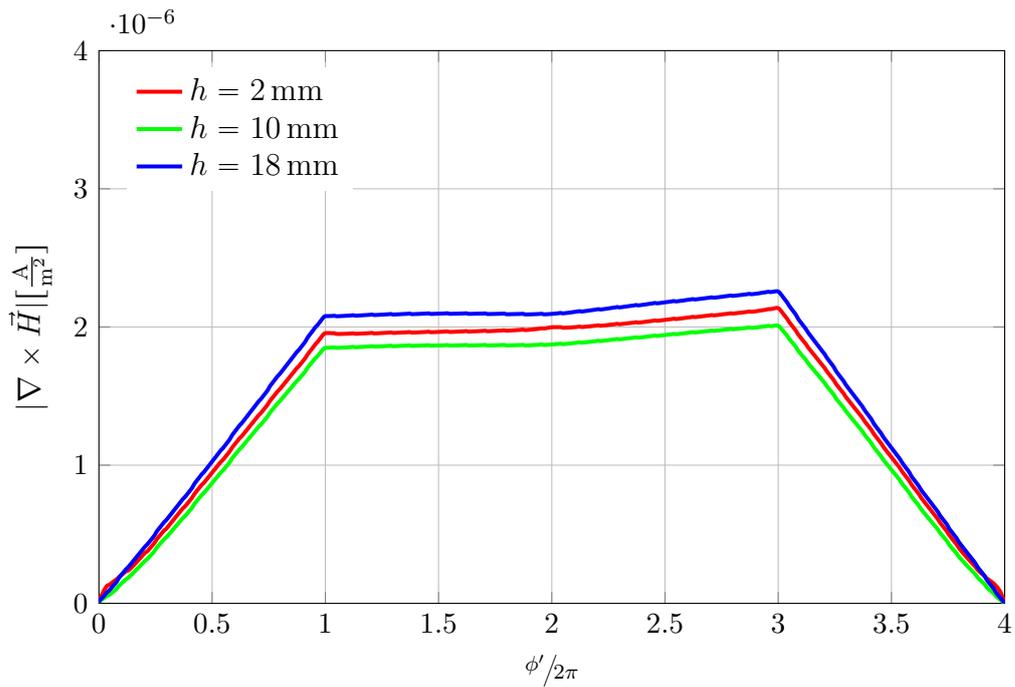


Abbildung A.2: Amplitude der ϕ' -Komponente des Stromes in der Swiss-Roll-Struktur ($N = 4$).

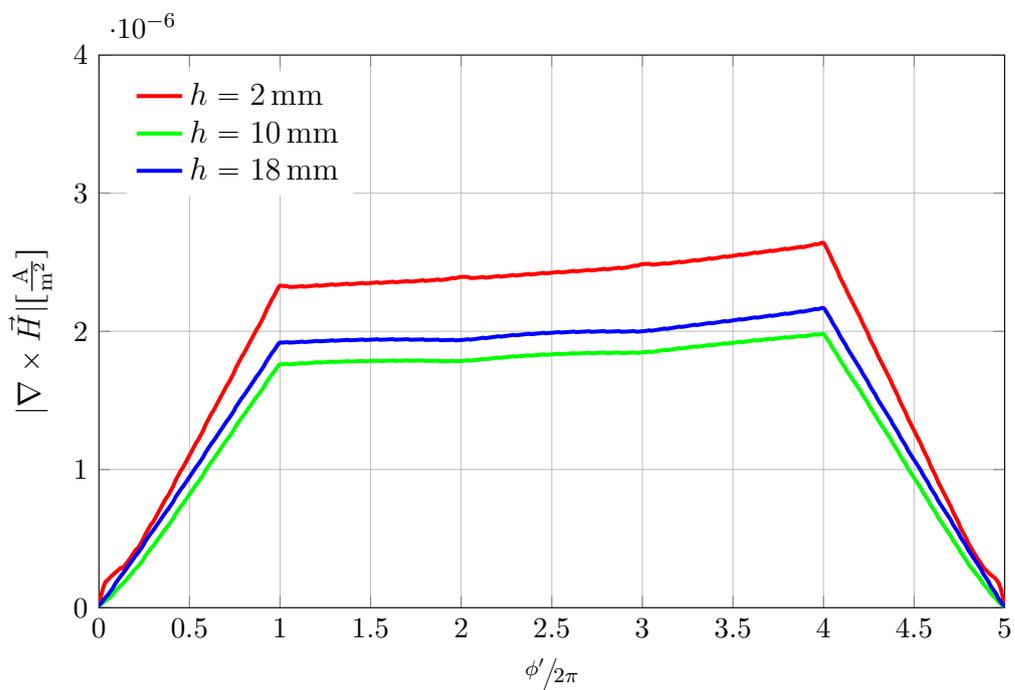


Abbildung A.3: Amplitude der ϕ' -Komponente des Stromes in der Swiss-Roll-Struktur ($N = 5$).

A.3.2 Bestimmung der Resonanzfrequenz der Swiss-Roll-Struktur bei vorgegebener Geometrie

Tabelle A.2: Untersuchung 1: Relative Abweichung der berechneten Resonanzfrequenz zur Lösung nach [79] Abhängig vom relativen Radiuszuwachs

N	$\frac{R_a - R_i}{R_i}$ [%]	f_{Pendry} [MHz]	$f_{\text{res}, H \rightarrow \infty}$ [MHz]	ΔF [%]
2	0,2	338,5902	338,558	0,0092583
3	0,3	239,0615	239,3364	0,1152
4	0,4	194,9013	195,3677	0,23929
5	0,5	168,5376	169,1512	0,36407
6	0,6	150,5199	151,2553	0,48853
7	0,7	137,2006	138,0422	0,61337
8	0,8	126,8341	127,7698	0,73768
9	0,9	118,4661	119,4878	0,86242
10	1,0	111,5251	112,6649	1,022
15	1,5	88,7591	90,1916	1,6139
20	2,0	75,630	77,3225	2,2367

A.4 Klassifizierung von Medizinprodukten

Tabelle A.3: Klassifizierung von Medizinprodukten nach [82, Anhang IX]

Regel	Inhalt	Klasse
Nicht invasive Produkte		
1	Alle <i>nicht invasiven Produkte</i> , es sei denn, es findet eine der folgenden Regeln Anwendung.	I
2	Durchleitung / Aufbewahrung von Blut, anderen Körperflüssigkeiten oder -geweben, Flüssigkeiten oder Gasen zum Zwecke einer Perfusion, Verabreichung oder Einleitung in den Körper - verbunden mit aktivem medizintechnischem Produkt der Klasse IIa oder höher - Aufbewahrung oder Durchleitung von Körperflüssigkeiten oder Aufbewahrung von Organen, Organteilen oder Körpergeweben In allen anderen Fällen	IIa I
3	Veränderung der biologischen / chemischen Zusammensetzung des Blutes und anderer (Körper-)Flüssigkeiten - Filtration, Zentrifugierung oder Austausch von Gasen oder Wärme	IIb IIa
4	Berührung mit verletzter Haut - als mechanische Barriere oder zur Kompression oder Absorption von Exsudaten Wunden mit durchtrennter Dermis (sekundäre Wundheilung)	IIa I IIb
Invasive Produkte		
5	Nicht chirurgisch-invasive Produkte, welche nicht zum Anschluss an ein aktives medizintechnisches Produkt bestimmt sind - vorübergehende Anwendung - kurzzeitige Anwendung, HNO ⁹³ -Bereich - kurzzeitige Anwendung, außer HNO-Bereich - langzeitige Anwendung, HNO-Bereich, keine Resorbierung durch die Schleimhaut - langzeitige Anwendung, außer HNO-Bereich - Anschluss an ein aktives Produkt der Klasse IIa oder höher	 I I IIa IIa IIb IIa
6	Chirurgisch-invasives Produkt zur vorübergehenden Anwendung - zur Überwachung, Diagnose, Kontrolle oder Korrektur eines Defekts am Herzen oder ZKS ⁹⁴ in direktem Kontakt - wiederverwendbares chirurgisches Instrument	IIa III I

⁹³Hals-Nasen-Ohren

⁹⁴Zentrales Kreislaufsystem

A.4. Klassifizierung von Medizinprodukten

Tabelle A.3: Klassifizierung von Medizinprodukten nach [82, Anhang IX] (*Fortsetzung*)

Regel	Inhalt	Klasse
	- speziell zur Verwendung in direktem Kontrakt zum ZNS ⁹⁵	III
	- Abgabe von Energie in Form von ionisierender Strahlung	IIb
	- Entfaltung einer biologischen Wirkung, welche vollständig oder größtenteils resorbiert wird	IIb
	- zur Verabreichung von Arzneimitteln über ein Dosiersystem mit potentielltem Risiko	IIb
7	Chirurgisch-invasives Produkt zur kurzzeitigen Anwendung	IIa
	- zur Überwachung, Diagnose, Kontrolle oder Korrektur eines Defekts am Herzen oder ZKS in direktem Kontakt	III
	- speziell zur Verwendung in direktem Kontrakt zum ZNS	III
	- Entfaltung einer biologischen Wirkung, welche vollständig oder größtenteils resorbiert wird	III
	- chemische Veränderung des Produktes im Körper (außer Implantate in Zähnen)	IIb
8	Implantierbare Produkte sowie chirurgisch-invasive Produkte zur langzeitigen Anwendung	IIb
	- Implantation in die Zähne	IIa
	- direkter Kontakt mit Herz, ZKS, ZNS	III
	- Entfaltung einer biologischen Wirkung, welche vollständig oder größtenteils resorbiert wird	III
	- chemische Veränderung des Produktes im Körper (außer Implantate in Zähnen)	III
Aktive Produkte		
9	Aktive therapeutische Produkte zur Abgabe oder Austausch von Energie	IIa
	- Vorhandensein potentieller Gefährdungen	IIb
	- zur Leistungssteuerung / -kontrolle von aktiven therapeutischen Produkten der Klasse IIb	IIb
10	Aktive diagnostische Produkte	IIa
	- Abgabe von Energie, welche vom menschlichen Körper absorbiert wird (außer Produkte mit Energie im sichtbaren Spektralbereich)	IIa
	- zur In-vivo-Darstellung der Verteilung von Radiopharmaka	IIa
	- zur direkten Diagnose oder Kontrolle von vitalen Körperfunktionen (ohne Risiko für den Patienten)	IIa

⁹⁵Zentrales Nervensystem

A.4. Klassifizierung von Medizinprodukten

Tabelle A.3: Klassifizierung von Medizinprodukten nach [82, Anhang IX] (*Fortsetzung*)

Regel	Inhalt	Klasse
	- zur direkten Diagnose oder Kontrolle von vitalen Körperfunktionen (mit Risiko für den Patienten)	IIb
	- aktive radiologische Produkte, sowie deren Steuerungseinheiten	IIb
11	Aktive Produkte zur Abgabe/Entfernung von Arzneimitteln, Körperflüssigkeiten oder anderer Stoffe an/aus den Körper	IIa
	- mit potentielltem Risiko	IIb
12	Alle aktiven Produkte, auf die Regel 9-11 nicht zutrifft.	I
Besondere Regeln		
13	Produkte mit Arzneimitteln gemäß [174] oder mit ergänzender Wirkung	III
	- mit Derivat aus menschlichem Blut	III
14	Produkte zur Empfängnisverhütung oder zum Schutz vor sexuell übertragbaren Krankheiten	IIb
	- implantierbare Produkte oder invasives Produkt zur langzeitigen Anwendung	III
15	Produkte zum Desinfizieren von Medizinprodukten	IIa
	- zum Desinfizieren von invasiven Produkten	IIb
	- zum Desinfizieren, Reinigen, Abspülen oder ggf. zum Hydratisieren von Kontaktlinsen	IIb
16	Produkte zur Aufzeichnung von Röntgendiagnosebildern	IIa
17	Produkte, welche unter der Verwendung von abgetöteten tierischen Geweben oder Folgeerzeugnissen hergestellt wurden (Ausnahme: Kontakt nur mit unversehrter Haut)	III
18	Blutbeutel	IIb

A.5 Auswahl an nicht-magnetischen SMD-Kondensatoren

Tabelle A.4: Auswahl an verfügbaren nicht-magnetischen SMD-Kondensatoren

Hersteller	Baugröße				Kapazität	
	Gehäuse	ℓ [mm]	b [mm]	h_{\max} [mm]	C_{\min} [pF]	C_{\max} [pF]
Vishay ¹	0402	$1,0^{+0,15}_{-0,10}$	$0,5 \pm 0,1$	0,60	1	47000
Vishay ¹	0603	$1,6 \pm 0,15$	$0,8 \pm 0,15$	0,92	1	150000
TEMEX Ceramics ²	0603	$1,6 \pm 0,30$	$0,8 \pm 0,20$	0,95	47	22000
AVX RF ³	SQCA	$1,4^{+0,381}_{-0,254}$	$1,4 \pm 0,381$	1,45	0,1	5100
Johanson Technology ⁴	0201	$0,6 \pm 0,03$	$0,3 \pm 0,03$	0,33	0,2	100
Johanson Technology ⁴	0402	$1,02 \pm 0,1$	$0,51 \pm 0,1$	0,61	0,2	33
Johanson Technology ⁴	0603	$1,57 \pm 0,15$	$0,81 \pm 0,15$	0,89	0,2	100
Syfer Technology Ltd. ⁵	0402	$1,0 \pm 0,1$	$0,5 \pm 0,1$	0,6	0,1	22
Syfer Technology Ltd. ⁵	0603	$1,6 \pm 0,2$	$0,8 \pm 0,2$	0,8	0,1	100

¹ Datenblatt: VJ Non-Magnetic Series [175]

² Datenblatt: Standard Capacitors [176]

³ Datenblatt: Microwave MLC's [177]

⁴ Datenblatt: Multi-Layer High-Q Capacitors [178]

⁵ Datenblatt: Non-magnetic Surface Mount Standard MLCC Capacitors [179]

A.6 Anforderungslisten

A.6.1 Szenario 1: Visualisierung von flexiblen Instrumenten innerhalb des Patienten

Tabelle A.5: Anforderungsliste zu Szenario 1: Visualisierung von flexiblen Instrumenten innerhalb des Patienten

Nr.	Art ¹	Anforderungen	Wert	Tol.	Einheit
Gebrauch					
F1	F	Anwendung	Interventionen	im	3 T MRT
F2	F	Einsatzort	Lebergewebe		
F3	F	Verweildauer im Patienten	4	typ.	h
F4	F	pH-Wert der Umgebung [180]	7,1	$\pm 0,1$	-
F5	F	Elektrische Leitfähigkeit κ der Umgebung (Leber) [70] bei 123 MHz	0,5	$\pm 0,1$	$\frac{\text{S}}{\text{m}}$
F6	F	Relative Permittivität ε_r der Umgebung (Leber) [70] bei 123 MHz	100	± 10	-
F7	F	Feuchtigkeit	100	-	%
F8	F	Orientierung des Instrumentes relativ zum \vec{B}_0 -Feld	90	± 20	°
Stoff					
F9	F	Betragsmäßige Suszeptibilität $ \chi $	$5 \cdot 10^{-5}$	max.	-
F10	F	Elektrische Leitfähigkeit κ der metallischen Komponenten	$1 \cdot 10^6$	min.	$\frac{\text{S}}{\text{m}}$
F11	F	Elektrische Leitfähigkeit κ der dielektrischen Komponenten	$1 \cdot 10^{-8}$	max.	$\frac{\text{S}}{\text{m}}$
F12	F	Relative Permittivität ε_r der dielektrischen Komponenten	2	min.	-
Energie					
F13	F	Umgebungstemperatur	37	± 5	°C
F14	F	HF-induzierte Erwärmung [128]	1	max.	°C
Signal					
F15	F	Eingangssignal	\vec{B}_1 -Feld des HF-Pulses		
F16	F	Ausgangssignal	lokal verstärktes \vec{B}_1 -Feld		
F17	J/N	Anzeigeart	hyperintense	Signalver-	änderung im MR-Bild

A.6. Anforderungslisten

Tabelle A.5: Anforderungsliste zu Szenario 1: Visualisierung von flexiblen Instrumenten innerhalb des Patienten (*Fortsetzung*)

Nr.	Art ¹	Anforderungen	Wert	Tol.	Einheit
F18	F	Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis	20	min.	-
Geometrie					
F19	F	Instrumentenform	zylindrisch		
F20	F	Instrumentendurchmesser	2	±0,1	mm
F21	F	Zuwachs Außendurchmesser ²	200	max.	µm
F22	F	Gesamtlänge des Resonanzmarkers	20	max.	mm
F23	W	Anzahl der Resonanzmarker pro Instrument	1	-	-
F24	W	Anordnung des Resonanzmarkers am Instrument	distales Ende		
Elektrik / Elektronik					
F25	F	Resonanzfrequenz	123,26	±0,5	MHz
F26	F	Gütefaktor	5	min.	-
F27	J/N	Isolation	elektrisch, biologisch		
F28	F	Anschluss	keiner		
F29	W	SMD-Bauteile	keine		
Mechanik					
F30	F	Scotch-Tape-Test	bestehen		

¹ Anforderungsarten: J/N - Ja/Nein; F - Forderung; W - Wunsch

² 200 µm entsprechen 10 % des Instrumentendurchmessers

A.6.2 Szenario 2: Visualisierung von rigiden Instrumenten innerhalb des Patienten

Tabelle A.6: Anforderungsliste zu Szenario 2: Visualisierung von rigiden Instrumenten innerhalb des Patienten

Nr.	Art ¹	Anforderungen	Wert	Tol.	Einheit
Gebrauch					
F1	F	Anwendung	Interventionen	im	3 T MRT
F2	F	Einsatzort	Knochen		
F3	F	Verweildauer im Patienten	30	max.	min
F4	F	Elektrische Leitfähigkeit κ der Umgebung (Knochen) [70] bei 123 MHz	0,09	±0,01	$\frac{\text{S}}{\text{m}}$

A.6. Anforderungslisten

Tabelle A.6: Anforderungsliste zu Szenario 2: Visualisierung von rigiden Instrumenten innerhalb des Patienten (*Fortsetzung*)

Nr.	Art ¹	Anforderungen	Wert	Tol.	Einheit
F5	F	Relative Permittivität ε_r der Umgebung (Knochen) [70] bei 123 MHz	18	± 2	-
F6	F	Feuchtigkeit	100	-	%
F7	F	Orientierung des Instrumentes relativ zum \vec{B}_0 -Feld	90	± 30	°
Stoff					
F8	F	Betragsmäßige Suszeptibilität $ \chi $	$5 \cdot 10^{-5}$	max.	-
F9	F	Elektrische Leitfähigkeit κ der metallischen Komponenten	$1 \cdot 10^6$	min.	$\frac{S}{m}$
F10	F	Elektrische Leitfähigkeit κ der dielektrischen Komponenten	$1 \cdot 10^{-8}$	max.	$\frac{S}{m}$
F11	F	Relative Permittivität ε_r der dielektrischen Komponenten	2	min.	-
Energie					
F12	F	Umgebungstemperatur	37	± 5	°C
F13	F	HF-induzierte Erwärmung [128]	1	max.	°C
Signal					
F14	F	Eingangssignal	\vec{B}_1 -Feld des HF-Pulses		
F15	F	Ausgangssignal	lokal verstärktes \vec{B}_1 -Feld		
F16	J/N	Anzeigeart	hyperintense Signalveränderung im MR-Bild		
F17	F	Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis	20	min.	-
Geometrie					
F18	F	Instrumentenform	zylindrisch		
F19	F	Instrumentendurchmesser	2 bzw. 3	$\pm 0,2$	mm
F20	F	Zuwachs Außendurchmesser ²	150	max.	μm
F21	F	Gesamtlänge des Resonanzmarkers	20	max.	mm
F22	W	Anzahl der Resonanzmarker pro Instrument	1	-	-
F23	W	Anordnung des Resonanzmarkers am Instrument	distales Ende, 0,5 cm vor der Bohrkronen		
Elektrik / Elektronik					
F24	F	Resonanzfrequenz	123, 26	$\pm 0,5$	MHz
F25	F	Gütefaktor	5	min.	-
F26	J/N	Isolation	elektrisch, biologisch		

A.6. Anforderungslisten

Tabelle A.6: Anforderungsliste zu Szenario 2: Visualisierung von rigiden Instrumenten innerhalb des Patienten (*Fortsetzung*)

Nr.	Art ¹	Anforderungen	Wert	Tol.	Einheit
F27	F	Anschluss	keiner		
F28	W	SMD-Bauteile	keine		
Mechanik					
F29	F	Scotch-Tape-Test	bestehen		

¹ Anforderungsarten: J/N - Ja/Nein; F - Forderung; W - Wunsch

² ?? entsprechen ?? des Instrumentendurchmessers

A.6.3 Szenario 3: Visualisierung von Instrumenten außerhalb des Patienten

Tabelle A.7: Anforderungsliste zu Szenario 3: Visualisierung von Instrumenten außerhalb des Patienten

Nr.	Art ¹	Anforderungen	Wert	Tol.	Einheit
Gebrauch					
F1	F	Anwendung	Perkutane Interventionen im 3 T MRT		
F2	F	Einsatzort	Punktionsnadeln; Bereich außerhalb des Patienten		
F3	F	Verweildauer im Patienten	keine		
F4	F	Elektrische Leitfähigkeit κ der Umgebung ² bei 123 MHz	0	-	$\frac{S}{m}$
F5	F	Relative Permittivität ϵ_r der Umgebung ² bei 123 MHz	1	1	-
F6	F	Feuchtigkeit	100	-	% ³
F7	F	Orientierung des Instrumentes relativ zum \vec{B}_0 -Feld	90	± 20	°
Stoff					
F8	F	Betragsmäßige Suszeptibilität $ \chi $	$5 \cdot 10^{-5}$	max.	-
F9	F	Elektrische Leitfähigkeit κ der metallischen Komponenten	$1 \cdot 10^6$	min.	$\frac{S}{m}$
F10	F	Elektrische Leitfähigkeit κ der dielektrischen Komponenten	$1 \cdot 10^{-8}$	max.	$\frac{S}{m}$
F11	F	Relative Permittivität ϵ_r der dielektrischen Komponenten	2	min.	-
Energie					

A.6. Anforderungslisten

Tabelle A.7: Anforderungsliste zu Szenario 3: Visualisierung von Instrumenten außerhalb des Patienten (*Fortsetzung*)

Nr.	Art ¹	Anforderungen	Wert	Tol.	Einheit
F12	F	Umgebungstemperatur	22	±5	°C
F13	F	HF-induzierte Erwärmung [128]	1	max.	°C
Signal					
F14	F	Eingangssignal	\vec{B}_1 -Feld des HF-Pulses		
F15	F	Ausgangssignal	lokal verstärktes \vec{B}_1 -Feld		
F16	J/N	Anzeigeart	hyperintense Signalveränderung im MR-Bild		
F17	F	Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis	20	min.	-
Geometrie					
F18	F	Instrumentenform	zylindrisch		
F19	F	Durchmesser Nadelhülse ⁴	15	max	mm
F20	F	Gesamtlänge des Resonanzmarkers	10	max.	mm
F21	W	Anzahl der Resonanzmarker pro Instrument	2	-	-
F22	W	Anordnung des Resonanzmarkers am Instrument	distales Ende; zwei Resonanzmarker in z -Richtung verschoben		
Elektrik / Elektronik					
F23	F	Resonanzfrequenz	123, 26	±0, 5	MHz
F24	F	Gütefaktor	5	min.	-
F25	J/N	Isolation	elektrisch, biologisch		
F26	F	Anschluss	keiner		
F27	W	SMD-Bauteile	keine		

¹ Anforderungsarten: J/N - Ja/Nein; F - Forderung; W - Wunsch

² Umgebung: Luft

³ Kontakt mit Körperflüssigkeiten möglich

A.6.4 Szenario 4: Resonanzmarker als Landmarken

Tabelle A.8: Anforderungsliste zu Szenario 4: Resonanzmarker als Landmarken

Nr.	Art ¹	Anforderungen	Wert	Tol.	Einheit
Gebrauch					
F1	F	Anwendung	Visualisierung eines Ultraschallkopfes im 3 T MRT		
F2	F	Einsatzort	Ultraschallkopf; Bereich außerhalb des Patienten		
F3	F	Verweildauer im Patienten	keine		
F4	F	Elektrische Leitfähigkeit κ der Umgebung ² bei 123 MHz	0	-	$\frac{S}{m}$
F5	F	Relative Permittivität ϵ_r der Umgebung ² bei 123 MHz	1	1	-
F6	F	Orientierung des Instrumentes relativ zum \vec{B}_0 -Feld	beliebig		
Stoff					
F7	F	Betragsmäßige Suszeptibilität $ \chi $	$5 \cdot 10^{-5}$	max.	-
F8	F	Elektrische Leitfähigkeit κ der metallischen Komponenten	$1 \cdot 10^6$	min.	$\frac{S}{m}$
F9	F	Elektrische Leitfähigkeit κ der dielektrischen Komponenten	$1 \cdot 10^{-8}$	max.	$\frac{S}{m}$
F10	F	Relative Permittivität ϵ_r der dielektrischen Komponenten	2	min.	-
Energie					
F11	F	Umgebungstemperatur	22	± 5	$^{\circ}C$
F12	F	HF-induzierte Erwärmung [128]	1	max.	$^{\circ}C$
Signal					
F13	F	Eingangssignal	\vec{B}_1 -Feld des HF-Pulses		
F14	F	Ausgangssignal	lokal verstärktes \vec{B}_1 -Feld		
F15	J/N	Anzeigeart	hyperintense Signalveränderung im MR-Bild		
F16	F	Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis	20	min.	-
Geometrie					
F17	F	Länge der Landmarken	20	max.	mm
F18	F	Durchmesser der Landmarken	15	max.	mm
F19	F	Gesamtlänge eines Resonanzmarkers	10	max.	mm
F20	W	Anzahl der Resonanzmarker pro Instrument	5	-	-

A.6. Anforderungslisten

Tabelle A.8: Anforderungsliste zu Szenario 3: Visualisierung von Instrumenten außerhalb des Patienten (*Fortsetzung*)

Nr.	Art ¹	Anforderungen	Wert	Tol.	Einheit
F21	W	Anordnung des Resonanzmarkers am Instrument	mehrere		Resonanzmarker in verschiedenen Orientierungen
Elektrik / Elektronik					
F22	F	Resonanzfrequenz	123,26	±0,5	MHz
F23	F	Gütefaktor	5	min.	-
F24	J/N	Isolation	elektrisch, biologisch		
F25	F	Anschluss	keiner		
F26	W	SMD-Bauteile	keine		

¹ Anforderungsarten: J/N - Ja/Nein; F - Forderung; W - Wunsch

² Umgebung: Luft

A.7 Messungen

A.7.1 Szenario 1: Geometrische Charakterisierung

Tabelle A.9: Szenario 1 (Modell 1): Bestimmung der geometrischen Parameter der mittels Aerosol-Depositionstechnologie gefertigten Resonanzmarker

Nr.	Katheter	Resonanzmarker	
	Durchmesser ¹ D [mm]	Durchmesser ¹ D [mm]	Länge ² ℓ [mm]
1	1,820	1,932	11,0
2	1,862	1,941	11,1
3	1,826	1,924	11,4
4	1,852	1,939	11,5
5	1,868	1,923	10,9
6	1,874	1,941	11,0
7	1,901	1,938	11,6
8	1,877	1,941	11,1
9	1,915	1,943	10,8
10	1,896	1,932	11,7
11	1,895	1,937	11,0
12	1,898	1,929	11,2
13	1,898	1,929	11,1
14	1,897	1,931	10,8
15	1,897	1,935	10,7
16	1,876	1,930	11,0
17	1,903	1,937	11,3
18	1,913	1,927	11,1
19	1,905	1,930	11,4
20	1,908	1,927	10,9
$\bar{}$	$(1,884 \pm 0,027)$ mm	$(1,933 \pm 0,006)$ mm	$(11,111 \pm 0,275)$ mm

¹ Messwerterfassung mittels digitaler Bügel-Messschraube Micromar 40 EXL (Mahr GmbH, Esslingen, Deutschland)

² Messwerterfassung mittels digitalem Messschieber (Garant Messtechnik (Hoffmann Group), München, Deutschland)

Tabelle A.10: Szenario 1 (Modell 2): Bestimmung der geometrischen Parameter der mittels Heißprägetechnik gefertigten Resonanzmarker auf Katheter 1 (blau)

Nr.	Katheter		Resonanzmarker*	
	Durchmesser ¹	Durchmesser ^{1,⊥}	Durchmesser ^{1,∥}	Länge ²
	D [mm]	D_{\perp} [mm]	D_{\parallel} [mm]	ℓ [mm]
1	1,940	1,998	1,935	23,2
2	1,940	2,036	1,933	23,2
3	1,940	2,046	1,934	23,1
4	1,937	2,043	1,961	23,1
5	1,938	2,003	1,940	23,0
6	1,936	2,043	1,933	23,0
7	1,938	2,052	1,931	23,1
8	1,950	2,079	1,928	23,0
9	1,950	1,982	1,963	23,3
10	1,951	2,041	1,935	23,1
11	1,945	2,036	1,945	23,4
12	1,936	2,054	1,935	23,0
13	1,934	2,078	1,933	23,1
14	1,935	2,073	1,943	23,2
15	1,931	2,045	1,953	23,2
16	1,933	2,017	2,065	23,2
17	1,935	1,981	1,948	23,0
18	1,930	2,013	1,941	23,2
19	1,934	2,082	1,948	23,1
20	1,935	2,072	1,958	23,0
Ø	$(1,938 \pm 0,006)$ mm	$(2,039 \pm 0,031)$ mm	$(1,948 \pm 0,029)$ mm	$(23,1 \pm 0,1)$ mm

* Ohne SMD-Kondensator

¹ Messwerterfassung mittels digitaler Bügel-Messschraube Micromar 40 EXL (Mahr GmbH, Esslingen, Deutschland)

² Messwerterfassung mittels digitalem Messschieber (Garant Messtechnik (Hoffmann Group), München, Deutschland)

[⊥] senkrecht zur Prägerichtung

[∥] parallel zur Prägerichtung

Tabelle A.11: Szenario 1 (Modell 2): Bestimmung der geometrischen Parameter der mittels Heißprägetechnik gefertigten Resonanzmarker auf Katheter 2 (grau)

Nr.	Katheter		Resonanzmarker*	
	Durchmesser ¹	Durchmesser ^{1,⊥}	Durchmesser ^{1,}	Länge ²
	D [mm]	D_{\perp} [mm]	D_{\parallel} [mm]	ℓ [mm]
1	1,932	2,076	1,989	23,0
2	1,939	1,970	1,887	23,5
3	1,937	2,096	1,965	22,8
4	1,940	1,971	1,901	22,7
5	1,933	2,100	1,964	22,9
6	1,937	1,952	1,900	23,1
7	1,939	2,075	1,938	23,1
8	1,942	1,969	1,982	23,0
9	1,942	2,094	1,902	23,2
10	1,929	1,961	1,964	23,0
11	1,940	1,955	1,901	23,3
12	1,943	1,992	1,961	23,4
13	1,928	1,931	1,930	23,3
14	1,924	1,978	1,961	23,3
15	1,932	1,930	1,889	23,2
16	1,932	1,965	1,909	23,0
17	1,931	1,998	1,992	23,4
18	1,923	1,930	1,929	23,0
19	1,944	1,972	1,916	23,1
20	1,934	1,937	1,909	23,3
\emptyset	$(1,935 \pm 0,006)$ mm	$(1,993 \pm 0,060)$ mm	$(1,934 \pm 0,035)$ mm	$(23,1 \pm 0,2)$ mm

* Ohne SMD-Kondensator

¹ Messwerterfassung mittels digitaler Bügel-Messschraube Micromar 40 EXL (Mahr GmbH, Esslingen, Deutschland)

² Messwerterfassung mittels digitalem Messschieber (Garant Messtechnik (Hoffmann Group), München, Deutschland)

[⊥] senkrecht zur Prägerichtung

^{||} parallel zur Prägerichtung

A.7.2 Szenario 1: Bestimmung CNR

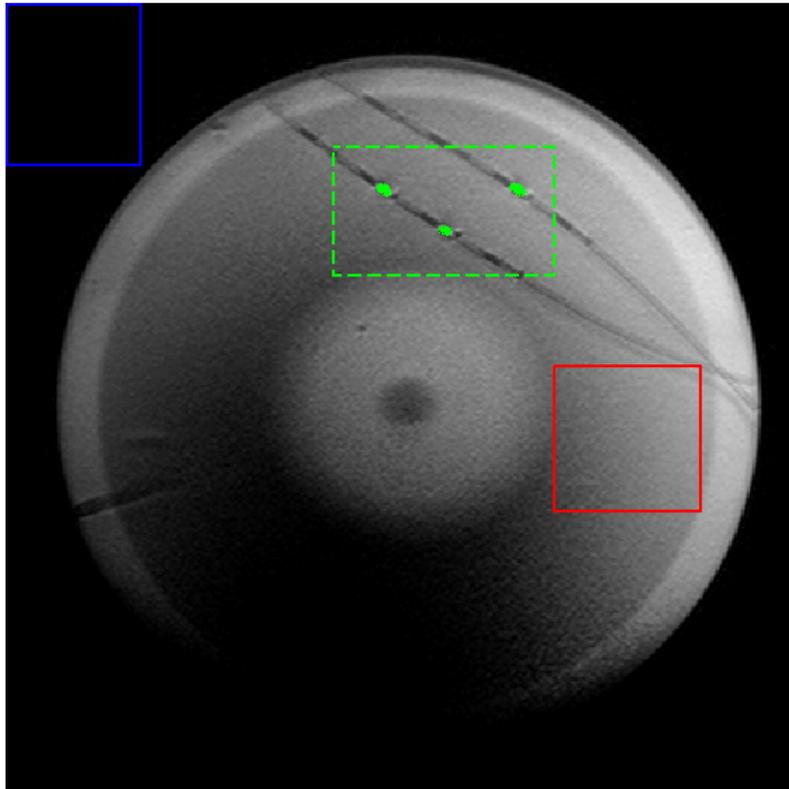


Abbildung A.4: ROI zur Bestimmung des CNR der Aerosol-Resonanzmarker: Mittels MATLAB[®] wurden die rechteckigen ROI für das Hintergrund- (rot) und Rauschsignal (blau) definiert. Im grün gestrichelten Bereich wurden die zu den Resonanzmarkern gehörigen Pixel durch ein Schwellwertverfahren identifiziert.

Der mittlere CNR ergab sich zu

$$\text{CNR} = \frac{\overline{S_{\text{Resonanzmarker}}} - \overline{S_{\text{Hintergrund}}}}{\sigma_{\text{Rauschen}}} \approx 296. \quad (\text{A.26})$$

A.7.3 Szenario 2: Geometrische Charakterisierung

Tabelle A.12: Szenario 2: Bestimmung der geometrischen Parameter der mittels LTCC-Technologie gefertigten Resonanzmarker

Nr.	Substrat	Substrat + Resonanzmarker
	Dicke ¹ <i>D</i> [mm]	Dicke ¹ <i>D</i> [mm]
1	0,678	0,714
2	0,677	0,710
3	0,680	0,728
4	0,680	0,732
5	0,683	0,714
6	0,678	0,710
7	0,668	0,710
8	0,679	0,743
9	0,683	0,735
10	0,680	0,714
11	0,677	0,728
12	0,681	0,716
13	0,682	0,745
14	0,678	0,730
15	0,677	0,729
16	0,669	0,735
17	0,667	0,710
18	0,659	0,700
19	0,671	0,709
20	0,668	0,713
Ø	$(0,676 \pm 0,006)$ mm	$(0,721 \pm 0,013)$ mm

¹ Messwernerfassung mittels digitaler Bügel-Messschraube Micromar 40 EXL (Mahr GmbH, Esslingen, Deutschland)

A.7.4 Szenario 2: Erhitzungsmessung im MRT

Tabelle A.13: Szenario 2: Erhitzungsmessung der LTCC-Resonanzmarker (RM)

t [s]	Messung 1: ΔT [K] zu $t = 0$			Messung 2: ΔT [K] zu $t = 0$		
	Referenz ¹	RM 1 ²	RM 2 ²	Referenz ¹	RM 1 ²	RM 2 ²
30	0,1	0,0	0,0	0,0	0,1	0,0
60	0,2	0,0	0,1	0,0	0,0	0,0
90	0,2	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
120	0,2	0,1	0,1	0,1	0,1	0,0
150	0,2	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1
180	0,2	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1
210	0,2	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1
240	0,3	0,1	0,1	0,1	0,2	0,1
270	0,3	0,1	0,1	0,1	0,2	0,1
300	0,3	0,1	0,1	0,2	0,2	0,1
330	0,4	0,1	0,1	0,2	0,2	0,1
360	0,4	0,1	0,1	0,2	0,2	0,1
390	0,4	0,1	0,1	0,2	0,2	0,2
420	0,4	0,1	0,1	0,2	0,3	0,2
450 (ΔT_{max})	0,4	0,1	0,1	0,2	0,3	0,2

¹ optischer Temperatursensor im Abstand von > 4 cm zu beiden Resonanzmarkern

² optischer Temperatursensor unmittelbar auf dem Resonanzmarker

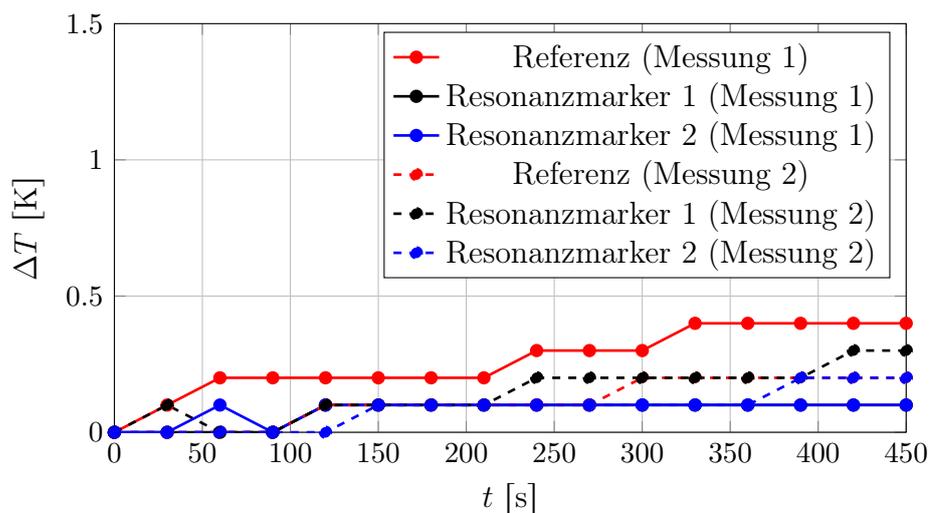


Abbildung A.5: Gemessenes ΔT für zwei LTCC-Resonanzmarker über die Zeit t

A.7.5 Szenario 3: Bestimmung CNR

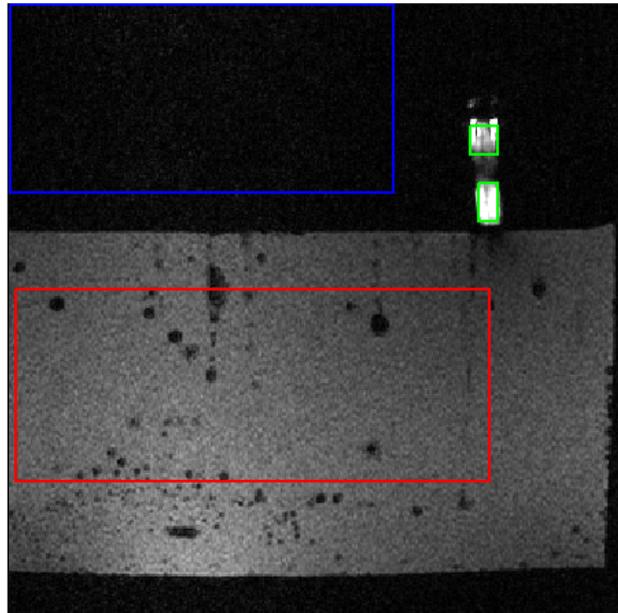


Abbildung A.6: ROI zur Bestimmung des CNR der Swiss-Roll-Resonanzmarker: Mittels MATLAB[®] wurden die rechteckigen ROI für das Hintergrund- (rot) und Rauschsignal (blau) sowie für beide Resonanzmarker (grün) definiert

A.7.6 Szenario 3: Erhitzungsmessung im MRT

Tabelle A.14: Szenario 3: Erhitzungsmessung der Swiss-Roll-Strukturen (SRS)

t [s]	Messung 1: ΔT [K] zu $t = 0$			Messung 2: ΔT [K] zu $t = 0$		
	Referenz ¹	SRS 1 ²	SRS 2 ²	Referenz ¹	SRS 1 ²	SRS 2 ²
30	0,1	0,0	0,0	0,0	0,0	0,1
60	0,1	0,0	0,1	0,1	0,0	0,1
90	0,1	0,0	0,0	0,1	0,0	0,1
120	0,1	0,0	0,0	0,1	0,0	0,1
150	0,1	0,0	0,0	0,1	0,0	0,1
180	0,1	0,0	0,0	0,1	0,1	0,1
210	0,1	0,0	0,0	0,1	0,1	0,1
240	0,1	0,0	0,0	0,1	0,1	0,2
270	0,1	0,0	0,0	0,1	0,1	0,2
300	0,1	0,0	0,0	0,1	0,1	0,2
330	0,1	0,0	0,0	0,1	0,1	0,2
360	0,1	0,0	0,0	0,1	0,1	0,2
420	0,2	0,0	0,0	0,2	0,1	0,2
450 (ΔT_{\max})	0,2	0,0	0,0	0,2	0,1	0,2

¹ optischer Temperatursensor im Abstand von > 4 cm zu beiden Resonanzmarkern

² optischer Temperatursensor unmittelbar auf dem Resonanzmarker

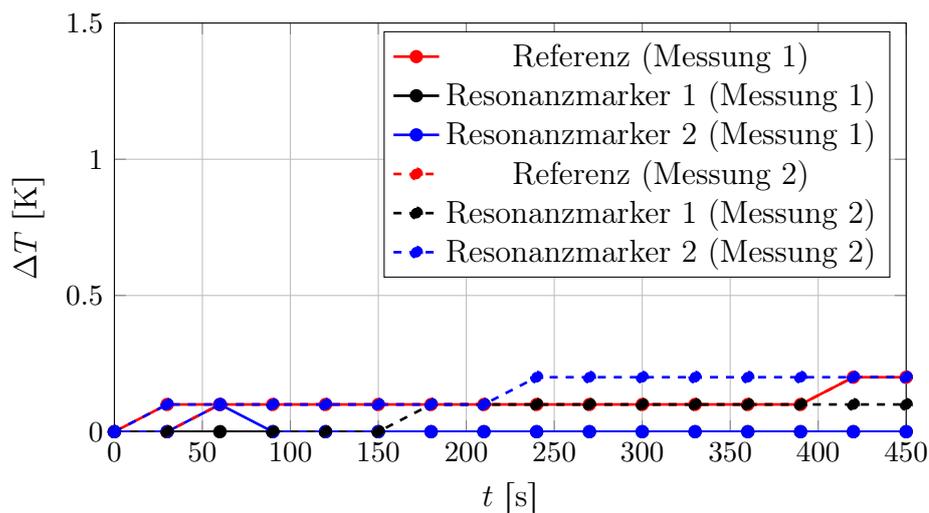


Abbildung A.7: Gemessenes ΔT für zwei Swiss-Roll-Strukturen über die Zeit t

A.7.7 Szenario 4: Elektrische Charakterisierung

Tabelle A.15: Elektrische Charakterisierung der Swiss-Roll-Resonanzmarker: gemessene Resonanzfrequenz f_{res} und Güte Q nach der kontaktlosen Methode aus [116]

Nr.	f_{res} [MHz]	Q
1	120,3	62,5
2	122,2	80,8
3	125,8	91,5
4	122,1	68,3
5	120,9	87,9

B Verzeichnisse

Symbole und Abkürzungen

Phys. Größe	Einheit	Bezeichnung
A	m^2	Fläche
\vec{B}_0	T	Magnetische Flussdichte des statischen Magnetfeldes
ΔB_0	T	Lokale Inhomogenitäten der magnetischen Flussdichte
\vec{B}_1	T	Magnetische Flussdichte des hochfrequenten Wechselfeldes
C	F	Kapazität
CNR	–	Contrast-to-Noise-Ratio (Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis)
D	m	Durchmesser
d_{el}	m	Schichtdicke der elektrisch leitenden Schicht
d_{iso}	m	Schichtdicke der elektrisch isolierenden Schicht
E_{mag}	J	Magnetische Energie
$\vec{e}_{x/y/z}$	–	Einheitsvektoren in x -/ y -/ z -Richtung
\vec{F}_A	N	Anziehungskraft
\vec{F}_T	N	Torsionskraft
f_0	Hz	LARMORfrequenz
f_{res}	Hz	Resonanzfrequenz
\vec{G}_{SS}	$\frac{\text{T}}{\text{m}}$	Schichtselektionsgradient (slice selective)
\vec{G}_{PE}	$\frac{\text{T}}{\text{m}}$	Phasenkodiergradient (phase encoding)
\vec{G}_{RO}	$\frac{\text{T}}{\text{m}}$	Frequenzkodiergradient (read out)
$\vec{G}_{x/y/z}$	$\frac{\text{T}}{\text{m}}$	Gradientenfelder in x -/ y -/ z -Richtung
\vec{H}	$\frac{\text{A}}{\text{m}}$	Magnetische Feldstärke
h, H	m	Höhe
I	–	Spinquantenzahl
I	A	Strom
\vec{j}	$\frac{\text{A}}{\text{m}^2}$	Stromdichte
ℓ	m	Länge

\vec{L}	$\frac{\text{kg m}^2}{\text{s}}$	Drehimpuls
L	H	Induktivität
\vec{M}	$\frac{\text{A}}{\text{m}}$	Magnetisierung
m	kg	Masse
M_0	$\frac{\text{A}}{\text{m}}$	Nettomagnetisierung
M_s	$\frac{\text{A}}{\text{m}}$	Sättigungsmagnetisierung
M_{xy}	$\frac{\text{A}}{\text{m}}$	Transversalmagnetisierung
M_z	$\frac{\text{A}}{\text{m}}$	Longitudinalmagnetisierung
N	–	Gesamtanzahl der Spins
N	–	Windungszahl
N_h	–	Anzahl der Spins auf hohem Energieniveau (anti-parallel)
N_l	–	Anzahl der Spins auf niedrigem Energieniveau (parallel)
N_Δ	–	Spinüberschuss
P	W	Leistung
PD	$\frac{1}{\text{m}^3}$	Protonendichte
Q	–	Gütefaktor
R	Ω	Widerstand
$\underline{\underline{R}}$	–	Rotationsmatrix
SAR	W/kg	Spezifische Absorptionsrate
sd	m	Schichtdicke
SNR	–	Signal-to-Noise-Ratio (Signal-zu-Rausch-Verhältnis)
t	s	Zeit
T	K	Absolute Temperatur
T_1	s	Gewebespezifische Spin-Gitter-Relaxationszeit
T_2	s	Gewebespezifische Spin-Spin-Relaxationszeit
T_2'	s	Spin-Spin-Relaxationszeit durch Feldinhomogenitäten
T_2^*	s	Spin-Spin-Relaxationszeit inklusive T_2'
T_E	s	Echozeit
T_R	s	Repetitionszeit
u	V	Spannung
V	m^3	Volumen
x, y, z	m	Ortskoordinaten
α	°	Flipwinkel
α_{amp}	°	Verstärkter Flipwinkel
δ	s	Abklingkonstante

$\vec{\mu}$	$\frac{\text{A}}{\text{m}^2}$	Magnetisches Moment
τ_p	s	Pulsdauer
χ	–	Magnetische Suszeptibilität
Φ	V s	Magnetischer Fluss
φ	rad	Phasenverschiebung
Ψ	V s	Verketteter magnetischer Fluss
θ	rad	Drehwinkel
ω_d	$\frac{1}{\text{s}}$	Eigenkreisfrequenz
ω_0	$\frac{1}{\text{s}}$	LARMORKreisfrequenz
ω_{res}	$\frac{1}{\text{s}}$	Resonanzkreisfrequenz

Konstante	Wert	Bezeichnung
h	$6,626\,069\,57 \cdot 10^{-34} \text{ J s}$	PLANCKSches Wirkungsquantum
\hbar	$1,054\,571\,726 \cdot 10^{-34} \text{ J s}$	Reduziertes PLANCKSches Wirkungsquantum
k	$1,3181 \cdot 10^{-23} \frac{\text{J}}{\text{K}}$	BOLTZMANN-Konstante
m_p	$1,6726 \cdot 10^{-27} \text{ kg}$	Masse eines Protons
γ	$2\pi \cdot 42,58 \frac{\text{MHz}}{\text{T}}$	Gyromagnetisches Verhältnis für ^1H -Atomkerne

Abkürzungen

CAD	Computer-Aided Design (rechnerunterstütztes Konstruieren)
CERMET	CERAmic-METal: Verbundwerkstoff aus keramischen und metallischen Materialien
CSF	Cerebrospinal Fluid (Zerebrospinalflüssigkeit)
CT	Computertomographie
CVD	Chemical Vapor Deposition (chemische Gasphasenabscheidung)
DC	Direct Current
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
DOF	Degree of Freedom (Freiheitsgrad)

ECF	Elektrochemisches Fräsen
ED	Electric Deposit; Kupfer, welches durch ein galvanisches Verfahren auf ein Substrat (z. B. Folie) aufgebracht wurde.
EDM	Electrical Discharge Machining (Funkenerosion)
EM-Welle	Elektromagnetische Welle
EtO	Ethylenoxid; Gas, welches für Sterilisation von medizinischen und pharmazeutischen Produkten verwendet wird.
FDTD	Finite Difference Time Domain (Finite Differenzen im Zeitbereich)
FFE	Fast Field Echo; Gradientenechosequenzen mit schnellem T_R und niedrigem Flipwinkel (Bezeichnung an Philips MRTs).
FFT	Fast FOURIER Transformation
FLASH	Fast Low Angle Shot; Gradientenechosequenzen mit kurzem T_R und niedrigem Flipwinkel (Bezeichnung an Siemens MRTs).
FOV	Field of View (Sichtfeld)
FPC	Flexible Printed Circuits (flexible Leiterplatten)
FWHM	Full Width at Half Maximum
GE	Gradientenecho
GRE	Gradientenecho
HF	Hochfrequenz
HIFU	Hochfokussierter Ultraschall
HNO	Hals-Nasen-Ohren
LTCC	Low Temperature Co-fired Ceramics
MR	Magnetresonanz
MRT	Magnetresonanztomographie
PEC	Perfect Electric Conducting (perfekt elektrisch leitend)

PEEC	Partial Element Equivalent Circuit (Modellierung von elektromagnetischen Feldproblemen durch ein elektrisches Ersatzschaltbild der elektrisch leitenden Strukturen)
RFA	Radiofrequenzablation
SAR	Spezifische Absorptionsrate
SE	Spinecho
SMD	Surface Mounted Device (oberflächenmontiertes Bauelement)
TrueFISP	Gradientenechosequenz im Steady-State [51]
TSE	Turbo Spin Echo; nach einem anregenden 90°-Puls wird ein Echozug bestehend aus mehreren Echos empfangen. Für die Generierung des Spin-Echos ist jeweils ein 180°-Puls erforderlich [124].
RA	Rolled Annealed (im Zusammenhang mit RA-Kupfer bedeutet dies, dass das Kupfer gewalzt wurde. Gegensatz dazu wird ED-Kupfer elektrolytisch abgeschieden [101])
ROI	Region of Interest (auszuwertender Bereich)
US	Ultraschall
UV	Ultraviolett
WIP	Work-In-Progress (laufende Entwicklung)
ZKS	Zentrales Kreislaufsystem
ZNS	Zentrales Nervensystem

Abbildungsverzeichnis

1.1	Darstellung eines geschlossenen und eines offenen MRTs	3
1.2	Beispiele von MR-kompatiblen Instrumenten im MR-Schnittbild . . .	4
2.1	^1H -Kern mit magnetischem Moment μ	10
2.2	Spins im feldfreien Raum und im statischen Magnetfeld	11
2.3	Flippen der longitudinalen Magnetisierung in die Transversalebene . .	12
2.4	T_1 -Kontrast bei unterschiedlichen Repetitionszeiten T_R	14
2.5	T_2 - und T_2^* -Relaxation der Spins	14
2.6	T_2 -Kontrast bei unterschiedlichen Echozeiten T_E	15
2.7	Prinzip der Schichtselektion	18
2.8	Pulsdiagramme einer SE- und GE-Sequenz	19
2.9	Anziehungskraft auf ein ferromagnetisches Objekte in der MRT-Umgebung	21
2.10	Torsionskraft auf ein ferromagnetisches Objekte in der MRT-Umgebung	22
2.11	Zipperartefakt [61]	24
2.12	Wirbelstromartefakt eines Kupferdrahtes [62]	24
2.13	Berechnung der magnetischen Flussdichte eines Titanzylinders in einem statischen Magnetfeld	25
2.14	Suszeptibilitartsartefakt zweier Punktionsnadeln	26
2.15	Ersatzschaltbild eines Resonanzmarkers mit Anregung	27
2.16	Amplituden- und Phasengang der Impedanz eines Reihenschwingkreises abhängig von der Frequenz	29
3.1	Einfluss der Orientierung des Resonanzmarkers zum anregenden \vec{B}_1 -Feld	32
3.2	Superposition der magnetischen Flussdichten im rotierenden Koordinatensystem	34
3.3	Symmetrischer HANNING-gefilterter Sinc-Puls	35
3.4	Simulation der Magnetisierung nach Tabelle 3.1	37
3.5	Einfluss der Verstimmung des Resonanzmarkers	39

3.6	Berechnete Transversalmagnetisierung nach dem HF-Puls abhängig von verschiedenen Einflussfaktoren	41
3.7	Einfluss der Pulsform auf die Schichtselektion	42
3.8	Berechnete Signalverstärkung bei einer FLASH-Sequenz	46
3.9	Magnetische Flussdichte eines Resonanzmarkers (Zylinderspule) in der x - y -Ebene	47
3.10	Phasenlage des resultierenden Magnetfeldes bei $Q = 50$	48
3.11	Modell einer lange Zylinderspule im Gewebe	49
3.12	Normierte magnetische Feldstärke einer Zylinderspule bei unterschiedlichen Umgebungen	50
3.13	Unterteilung eines Leiterelementes in 7×7 Filamente (Abbildung adaptiert nach [71]).	52
3.14	Segmentierung der Leiterstruktur nach [71]	52
3.15	Diskretisiertes Modell einer Zylinderspule zur Simulation von Induktivität und Widerstand mittels FastModel	53
3.16	Ergebnis der Simulation der Zylinderspule mittels FastModel: Berechnung des Widerstandes R und der Induktivität L für $f = 1$ Hz bis 123,26 MHz.	54
3.17	Diskretisiertes Modell eines Zylinderkondensators zur Simulation der Kapazität mittels FastModel.	55
3.18	Ergebnis der Simulation des Zylinderkondensators mittels FastModel: Berechnung der Kapazität C zwischen den Elektroden für $d = 1$ μm bis 20 μm	55
3.19	Selbstresonante Swiss-Roll-Struktur (nach [79])	56
3.20	Querschnittansicht der Swiss-Roll-Struktur mit den E -Feldlinien. Im Beispiel dargestellt ist eine Struktur mit 3 Windungen.	58
3.21	Approximierte Stromverteilung in der Swiss-Roll-Struktur	61
3.22	Relative Abweichung der berechneten Resonanzfrequenz	65
3.23	Simulierte magnetische Flussdichte B_z einer Swiss-Roll-Struktur	67
3.24	Berechnete Resonanzfrequenz der Swiss-Roll-Struktur abhängig von der Höhe H	67
3.25	Untersuchung 1: Resultierende Abweichung ΔF zu der Lösung von <i>Pendry et al.</i> [79].	68
3.26	Untersuchung 2: Berechnete Resonanzfrequenz in Abhängigkeit von der relativen Permittivität der isolierenden Zwischenschicht	69

3.27	Untersuchung 3: Berechnete Resonanzfrequenz in Abhängigkeit von der Schichtdicke der isolierenden Zwischenschicht	70
4.1	Richtlinienkonforme Entwicklung von Resonanzmarkern (abgewandelt nach [83]).	72
4.2	Auswahl möglicher Spulendesigns auf einem zylinderförmigem Träger	74
4.3	Optimale Spulendesigns	75
4.4	Prozessschritte Drahtwickeltechnik	78
4.5	Prozessschritte Aerosol-Depositionstechnologie	81
4.6	Prozessschritte Heißprägetechnik	82
4.7	Prozessschritte Dickschicht-Hybrid-Technologie	83
4.8	Prozessschritte Anodische Oxidation	85
4.9	Ersatzschaltbild der kontaktlosen Messung (nach [116])	92
4.10	Verlauf der frequenzabhängige Eingangsimpedanz bei induktiver Kopplung zu einem Resonanzmarker	92
4.11	Evaluationsmethoden zur Charakterisierung der Haftfestigkeit von metallischen Beschichtungen	93
4.12	Funktionstest im MRT	96
5.1	Szenario 1: Patientenzugang	100
5.2	Zugangspfade Leber	101
5.3	Ein 6 F-Afterloading-Katheter von Primed Halberstadt Medizintechnik GmbH	103
5.4	Integration des Resonanzmarkers auf einen 6 F-Katheter	104
5.5	3D-Simulationsmodell einer Zylinderspule in FastHenry	105
5.6	Fertigungsschritte des Resonanzmarkerdesigns mittels Aerosol-Depositionsverfahren	106
5.7	Aerosol-Depositions-Anlage (Aerosol Jet 300, Optomec, Albuquerque, USA) mit Katheter (Photo © Medienzentrum der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg)	107
5.8	Resonanzmarker auf einem 6 F-Katheter gefertigt mittels Aerosol-Depositionstechnologie	108
5.9	Fertigungsfehler beim Aerosol-Depositions-Prozess	109
5.10	Kürzung der Kondensatorelektrode zur Abstimmung der Resonanzmarker auf die LARMORfrequenz.	111
5.11	MRT-Aufnahme der Aerosol-Resonanzmarker: FFE-Sequenz Nr. 1 . .	112
5.12	MRT-Aufnahme der Aerosol-Resonanzmarker: FFE-Sequenz Nr. 2 . .	113

5.13	3D-Simulationsmodell einer Leiterschleife in FastHenry	115
5.14	Prägestempel für planare Kunststoffsubstrate	117
5.15	Prägeergebnisse auf planaren Kunststoffsubstraten	117
5.16	Prägestempel für 6F Katheter	118
5.17	Prägeergebnisse auf 6 F-Kathetern	118
5.18	Beobachtete Fertigungsfehler beim Heißprägen	119
5.19	Fertigungsbedingte Abweichungen beim Heißprägen	120
5.20	Geometrieparameter bei den heißgeprägten Resonanzmarkern	120
5.21	MRT-Aufnahme der heißgeprägten Resonanzmarker	123
5.22	Gemessenes CNR für Resonanzmarker auf planarem Substrat (rot) und auf 6 F-Katheter (schwarz) abhängig vom Flipwinkel α	123
5.23	MR-kompatibles Knochenbiopsiesystem	126
5.24	3D-Simulationsmodell einer Spiralspule in FastHenry	128
5.25	Mikroskopaufnahme eines gefertigten planaren LTCC-Resonanzmarkers	129
5.26	Fertigungsfehler bei LTCC	130
5.27	MR-Aufnahme eines planaren LTCC-Resonanzmarkers	132
5.28	Gemessenes CNR für zwei LTCC-Resonanzmarker abhängig vom Flip- winkel α	133
5.29	Modell der Nadelhülse mit zwei Resonanzmarkern	137
5.30	21 G-Karbonfasernadel mit realisierter Nadelhülse	137
5.31	MR-Aufnahme der Nadelhülse mit Swiss-Roll-Markern (FLASH-Se- quenz)	139
5.32	Gemessenes CNR für beide Swiss-Roll-Resonanzmarker abhängig vom Flipwinkel α	140
5.33	Gemessener Kontrast K für beide Swiss-Roll-Resonanzmarker abhän- gig vom Flipwinkel α	140
5.34	MR-Aufnahme der Nadelhülse mit Swiss-Roll-Markern (interventio- nelle BEAT_IRTTT-Sequenz) bei $\alpha = 30^\circ$	141
5.35	Gemessener Kontrast K für beide Swiss-Roll-Resonanzmarker abhän- gig vom Flipwinkel α	142
5.36	Modell einer optimierten Nadelhülse zur Visualisierung von Instru- menten außerhalb des Patienten	143
5.37	Modell einer Kavität mit einem Resonanzmarker	146
5.38	Ultraschalltransducer mit Swiss-Roll-Markern	147
5.39	MR-Aufnahmen der Landmarken	148

5.40	Modell eines würfelförmigen Behältnisses mit zwei Resonanzmarkern .	150
A.1	Amplitude der ϕ' -Komponente des Stromes in der Swiss-Roll-Struktur ($N = 3$).	177
A.2	Amplitude der ϕ' -Komponente des Stromes in der Swiss-Roll-Struktur ($N = 4$).	178
A.3	Amplitude der ϕ' -Komponente des Stromes in der Swiss-Roll-Struktur ($N = 5$).	178
A.4	ROI zur Bestimmung des CNR der Aerosol-Resonanzmarker	194
A.5	Gemessenes ΔT für zwei LTCC-Resonanzmarker über die Zeit t	196
A.6	ROI zur Bestimmung des CNR der Swiss-Roll-Resonanzmarker	197
A.7	Gemessenes ΔT für zwei Swiss-Roll-Strukturen über die Zeit t	198

Tabellenverzeichnis

3.1	Simulationsparameter zur Bestimmung des Einflusses des Resonanzmarkers auf die Magnetisierung.	36
3.2	Geometrische Parameter der simulierten Zylinderspule	49
3.3	Parameter für Untersuchung 1: Vergleich mit Berechnung aus [79]	66
3.4	Parameter für Untersuchung 2: Einfluss der Permittivität	69
3.5	Parameter für Untersuchung 3: Einfluss der Schichtdicke der Isolations-schicht	70
4.1	Übersicht ausgewählter Studien zu Resonanzmarkern gefertigt mittels Drahtwickeltechnik	79
4.2	Vergleich der Fertigungsverfahren für Resonanzmarker aus diskreten Elementen	87
4.3	Kriterien für die Bewertung der Verfahren zur Fertigung von mehr-lagigen Folien zum Aufbau von Swiss-Roll-Strukturen	89
4.4	Vergleich von ausgewählten Verfahren für die Fertigung von mehr-lagigen Folien zur Realisierung von Swiss-Roll-Strukturen	90
5.1	Zylinderspule: Geometrieparameter und mittels FastHenry berechne-te Induktivitäten sowie Leiterwiderstände bei $f = 123,26$ MHz	105
5.2	Elektrische Charakterisierung der Aerosol-Resonanzmarker: gemesse-ne Resonanzfrequenz f_{res} und Güte Q	111
5.3	Funktionstest der Aerosol-Resonanzmarker im MRT: Sequenzparameter	112
5.4	Szenario 1 (Modell 1): Analyse des Erfüllungsgrades der Anforderun-gen aus Tabelle A.5 (Seite 184)	114
5.5	Leiterschleife: Geometrieparameter und mittels FastHenry berechnete Induktivitäten sowie Leiterwiderstände bei $f = 123,26$ MHz	115
5.6	Optimierte Prägeparameter für planare Substrate und Katheter (laut [132])	119

5.7	Elektrische Charakterisierung der heißgeprägten Resonanzmarker: gemessene Resonanzfrequenz f_{res} und Güte Q nach der kontaktlosen Methode aus [116] (laut [132])	122
5.8	Funktionstest der heißgeprägten Resonanzmarker im MRT: Sequenzparameter	122
5.9	Szenario 1 (Modell 2): Analyse des Erfüllungsgrades der Anforderungen aus Tabelle A.5 (Seite 184)	124
5.10	Spiralspule: Geometrieparameter und mittels FastHenry berechnete Induktivitäten sowie Leiterwiderstände bei $f = 123,26$ MHz	128
5.11	Spiralspule: Geometrieparameter und mittels FastHenry berechnete Induktivitäten sowie Leiterwiderstände bei $f = 123,26$ MHz	129
5.12	Elektrische Charakterisierung der LTCC-Resonanzmarker	131
5.13	Funktionstest der LTCC-Resonanzmarker im MRT: Sequenzparameter	131
5.14	Szenario 2: Analyse des Erfüllungsgrades der Anforderungen aus Tabelle A.6 (Seite 185)	134
5.15	Elektrische Charakterisierung der Swiss-Roll-Resonanzmarker: gemessene Resonanzfrequenz f_{res} und Güte Q nach der kontaktlosen Methode aus [116]	138
5.16	Funktionstest der Swiss-Roll-Resonanzmarker im MRT: Sequenzparameter	139
5.17	Szenario 3: Analyse des Erfüllungsgrades der Anforderungen aus Tabelle A.7 (Seite 187)	143
5.18	Funktionstest der Swiss-Roll-Resonanzmarker im MRT: Sequenzparameter	147
5.19	Szenario 4: Analyse des Erfüllungsgrades der Anforderungen aus Tabelle A.8 (Seite 189)	149
A.1	Geometrische Parameter der simulierten Swiss-Roll-Struktur	177
A.2	Untersuchung 1: Relative Abweichung der berechneten Resonanzfrequenz zur Lösung nach [79] Abhängig vom relativen Radiuszuwachs .	179
A.3	Klassifizierung von Medizinprodukten nach [82, Anhang IX]	180
A.4	Auswahl an verfügbaren nicht-magnetischen SMD-Kondensatoren . .	183
A.5	Anforderungsliste zu Szenario 1	184
A.6	Anforderungsliste zu Szenario 2	185
A.7	Anforderungsliste zu Szenario 3	187
A.8	Anforderungsliste zu Szenario 4	189

A.9 Szenario 1 (Modell 1): Bestimmung der geometrischen Parameter der mittels Aerosol-Depositionstechnologie gefertigten Resonanzmarker	191
A.10 Szenario 1 (Modell 2): Bestimmung der geometrischen Parameter der mittels Heißprägetechnik gefertigten Resonanzmarker auf Katheter 1 (blau)	192
A.11 Szenario 1 (Modell 2): Bestimmung der geometrischen Parameter der mittels Heißprägetechnik gefertigten Resonanzmarker auf Katheter 2 (grau)	193
A.12 Szenario 2: Bestimmung der geometrischen Parameter der mittels LT-CC-Technologie gefertigten Resonanzmarker	195
A.13 Szenario 2: Erhitzungsmessung der LTCC-Resonanzmarker	196
A.14 Szenario 3: Erhitzungsmessung der Swiss-Roll-Strukturen (SRS)	198
A.15 Elektrische Charakterisierung der Swiss-Roll-Resonanzmarker: gemessene Resonanzfrequenz f_{res} und Güte Q nach der kontaktlosen Methode aus [116]	199

Literaturverzeichnis

- [1] R. Amann and Johannes Görich. *Interventionelle minimal-invasive Radiologie: 40 Tabellen*. Referenz-Reihe Radiologie. Thieme, Stuttgart [u.a.], 2001.
- [2] Andreas Boss, Hansjörg Rempp, Petros Martirosian, Stephan Clasen, Christina Schraml, Arnulf Stenzl, Claus D. Claussen, Fritz Schick, and Philippe L. Pereira. Wide-bore 1.5 Tesla MR imagers for guidance and monitoring of radiofrequency ablation of renal cell carcinoma: initial experience on feasibility. *European Radiology*, 18(7):1449–1455, 2008. doi:10.1007/s00330-008-0894-0.
- [3] S. Terraz, M. Viallon, A. Cernicanu, M. Lepetit-Coiffé, G. Mentha, R. Salomir, and C. D. Becker. Clinical experience in university hospitals of Geneva with radiofrequency ablation of liver malignancies under magnetic resonance guidance. In Thomas Kahn, Ferenc A. Jolesz, and Jonathan S. Lewin, editors, *8th Interventional MRI Symposium*, pages 57–59, 2010.
- [4] D. E. Dupuy, R. J. Zagoria, W. Akerley, W. W. Mayo-Smith, P. V. Kavanagh, and H. Safran. Percutaneous radiofrequency ablation of malignancies in the lung. *AJR. American journal of roentgenology*, 174(1):57–59, 2000.
- [5] Paul R. Morrison, Stuart G. Silverman, Kemal Tuncali, and Servet Tatli. MRI-guided cryotherapy. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 27(2):410–420, 2008. doi:10.1002/jmri.21260.
- [6] Kemal Tuncali. Cryoablation: rationale, technique and clinical applications. In Thomas Kahn, Ferenc A. Jolesz, and Jonathan S. Lewin, editors, *8th Interventional MRI Symposium*, pages 63–64, 2010.
- [7] Jens Ricke, Markus Thormann, Matthias Ludewig, Kerstin Jungnickel, Oliver Grosser, Christian Wybranski, Nils Peters, Peter Hass, Jürgen Bunke, and Frank Fischbach. MR-guided liver tumor ablation employing open high-field 1.0T MRI for image-guided brachytherapy. *European Radiology*, 20(8):1985–1993, 2010. doi:10.1007/s00330-010-1751-5.
- [8] M. Kuang, M.-D Lu, X.-Y Xie, H.-X Xu, Z.-F Xu, G.-J Liu, X.-Y Yin, J.-F Huang, and R. Lencioni. Ethanol Ablation of Hepatocellular Carcinoma Up to 5.0 cm by Using a Multipronged Injection Needle with High-Dose Strategy. *Radiology*, 253(2):552–561, 2009. doi:10.1148/radiol.2532082021.
- [9] Martin Hoheisel, Martin Skalej, Oliver Beuing, Ulrich Bill, Klaus Klingenberg-Regn, Ralf Petzold, and Markus H. Nagel. Kyphoplasty interventions using a navigation system and C-arm CT data: first clinical results. In Ehsan Samei and Jiang Hsieh, editors, *SPIE Medical Imaging*, SPIE Proceedings, pages 72580E–72580E–8. SPIE, 2009. doi:10.1117/12.811600.
- [10] Herbert L. Abrams, Stanley Baum, and Michael J. Pentecost. *Abrams' angiography: Interventional radiology*. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, 2nd ed. edition, 2006.
- [11] Jens Ricke, Peter Wust, Gero Wieners, Alexander Beck, Chie Hee Cho, Max Seidensticker,

- Maciej Pech, Michael Werk, Christian Rosner, Enrique Lopez Hänninen, Torsten Freund, and Roland Felix. Liver malignancies: CT-guided interstitial brachytherapy in patients with unfavorable lesions for thermal ablation. *Journal of vascular and interventional radiology : JVIR*, 15(11):1279–1286, 2004. doi:10.1097/01.RVI.0000141343.43441.06.
- [12] Klaus Woertler, Thomas Vestring, Friedrich Boettner, Winfried Winkelmann, Walter Heindel, and Norbert Lindner. Osteoid Osteoma: CT-guided Percutaneous Radiofrequency Ablation and Follow-up in 47 Patients. *Journal of Vascular and Interventional Radiology*, 12(6):717–722, 2001. doi:10.1016/S1051-0443(07)61443-2.
- [13] Wendy L. Smith, K.J.M Surry, G.R Mills, Donal B. Downey, and Aaron Fenster. Three-dimensional ultrasound-guided core needle breast biopsy. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 27(8):1025–1034, 2001. doi:10.1016/S0301-5629(01)00396-9.
- [14] P. Reimer, P. M. Parizel, and Falko-Alexander Stichnoth. *Clinical MR imaging: A practical approach*. Springer, Berlin and New York, 2nd, completely rev. and updated ed edition, ©2003.
- [15] Michael Bock and Frank K. Wacker. Interventional MRI. In Maximilian F. Reiser, Wolfhard Semmler, and Hedvig Hricak, editors, *Magnetic Resonance Tomography*, pages 1257–1290. Springer Berlin Heidelberg, 2008. URL: http://dx.doi.org/10.1007/978-3-540-29355-2_12.
- [16] Michael Moche, T. Riedel, J. Fuchs, N. Garnov, G. Thoermer, Thomas Kahn, and Harald Busse. Clinical experience with soft tissue and bone biopsies navigated in a cylindrical MR-scanner environment. In Oliver Speck, editor, *ESMRMB 2011*, page 424, 2011.
- [17] Frank Fischbach, Jürgen Bunke, Markus Thormann, Gunnar Gaffke, Kerstin Jungnickel, Jouke Smink, and Jens Ricke. MR-Guided Freehand Biopsy of Liver Lesions With Fast Continuous Imaging Using a 1.0-T Open MRI Scanner: Experience in 50 Patients. *CardioVascular and Interventional Radiology*, 34(1):188–192, 2011. doi:10.1007/s00270-010-9836-8.
- [18] Reza Razavi, Derek L. G. Hill, Stephen F. Keevil, Marc E. Miquel, Vivek Muthurangu, Sanjeet Hegde, Kawal Rhode, Michael Barnett, Joop van Vaals, David J. Hawkes, and Edward Baker. Cardiac catheterisation guided by MRI in children and adults with congenital heart disease. *Lancet*, 362(9399):1877–1882, 2003. doi:10.1016/S0140-6736(03)14956-2.
- [19] Erez Nevo. Method and apparatus to estimate location and orientation of objects during magnetic resonance imaging, 2003. US 6,516,213 B1.
- [20] Abraham Roth and Erez Nevo. Method and apparatus to estimate location and orientation of objects during magnetic resonance imaging, 2009. WO 2009/087601 A2.
- [21] Charles L. Dumoulin, S. P. Souza, and R. D. Darrow. Real-time position monitoring of invasive devices using magnetic resonance. *Magnetic Resonance in Medicine*, 29(3):411–415, 1993. doi:10.1002/mrm.1910290322.

- [22] Steffen Volz. *Automatische und interaktive Instrumenten-verfolgung und Flussmessungen in der interventionellen Magnetresonanztomographie*. Dissertation, Ruprecht-Karls-Universität, Heidelberg, 2003-12-17. URL: http://archiv.ub.uni-heidelberg.de/volltextserver/volltexte/2003/4269/pdf/Diss_SVolz_Einreichung.pdf.
- [23] Eugenio Mattei, Michele Triventi, Giovanni Calcagnini, Federica Censi, Wolfgang Kainz, Gonzalo Mendoza, Howard I. Bassen, and Pietro Bartolini. Complexity of MRI induced heating on metallic leads: Experimental measurements of 374 configurations. *BioMedical Engineering OnLine*, 7(1):11, 2008. doi:10.1186/1475-925X-7-11.
- [24] Sebastian Brenner. *Ein Faseroptischer Faraday-Effekt-Positionssensor für die Interventionelle Magnetresonanztomographie*. Diplomarbeit, Fachhochschule Gießen-Friedberg, 2006.
- [25] Michael Bock, Reiner Umathum, Jana Sikora, Sebastian Brenner, E. N. Agnor, and Wolfhard Semmler. A Faraday effect position sensor for interventional magnetic resonance imaging. *Physics in Medicine and Biology*, 51(4):999–1009, 2006. doi:10.1088/0031-9155/51/4/016.
- [26] T. Riedel, N. Garnov, G. Thörmer, Thomas Kahn, Michael Moche, and Harald Busse. Diagnostic accuracy, usability, and workflow of a navigation solution for MRI-guided simulated biopsies outside the bore. In Thomas Kahn, Ferenc A. Jolesz, and Jonathan S. Lewin, editors, *8th Interventional MRI Symposium*, pages 120–122, 2010.
- [27] Michael Moche, G. Thörmer, N. Garnov, J. Fuchs, J. Otto, S. Heinig, Thomas Kahn, and Harald Busse. Clinical experience with navigated liver biopsies in a closed-bore 1.5T scanner. In Thomas Kahn, Ferenc A. Jolesz, and Jonathan S. Lewin, editors, *8th Interventional MRI Symposium*, pages 243–245, 2010.
- [28] Harald Busse, Gregor Thörmer, Josephin Otto, Nikita Garnov, Tim Riedel, Arno Schmittgen, Axel Winkel, Thomas Kahn, and Michael Moche. Proof of Concept for Transrectal MRI-Guided Prostate Biopsies Using an Optically Referenced Targeting Device. In *21st Proceedings International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, page 1843, 2013.
- [29] Urte Kägebein, Frank Godenschweger, Daniel Stucht, Danishad Appu, Maxim Zaitsev, and Oliver Speck. Development of Needle Guidance using an Optical Tracking System on the Skyra 3.0 T wide-bore System. In ESMRMB, editor, *ESMRMB 2013: 30th Annual Scientific Meeting*, volume 26, page 502, 2013.
- [30] Nikita Garnov, Gregor Thörmer, Josephin Otto, Thomas Kahn, Michael Moche, and Harald Busse. Near real-time MR imaging with automatic instrument tracking from arbitrary camera positions. In Thomas Kahn, Ferenc A. Jolesz, and Jonathan S. Lewin, editors, *8th Interventional MRI Symposium*, pages 107–109, 2010.
- [31] Chris J. G. Bakker, Romhild M. Hoogeveen, Jan Weber, Joop J. van Vaals, Max A. Viergever, and Willem P. Mali. Visualization of dedicated catheters using fast scanning techniques with potential for MR-guided vascular interventions. *Magnetic Resonance in Medicine*, 36(6):816–820, 1996. doi:10.1002/mrm.1910360603.

- [32] Orhan Unal, Junwei Li, Weiguo Cheng, Hyuk Yu, and Charles M. Strother. MR-visible coatings for endovascular device visualization. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 23(5):763–769, 2006. doi:10.1002/jmri.20555.
- [33] Arndt Glowinski, J. Kursch, Gerhard Adam, Arno Bücken, T. G. Noll, and Rolf W. Günther. Device visualization for interventional MRI using local magnetic fields: basic theory and its application to catheter visualization: Medical Imaging, IEEE Transactions on. *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, 17(5):786–793, 1998.
- [34] Arndt Glowinski. *Visualisierung von Instrumenten in der interventionellen Kernspintomographie*. PhD thesis, Rheinisch–Westfälischen Technischen Hochschule Aachen, 2000.
- [35] Michael Burl, Glyn A. Coutts, and Ian Robert Young. Tuned fiducial markers to identify body locations with minimal perturbation of tissue magnetization. *Magnetic Resonance in Medicine*, 36(3):491–493, 1996. doi:10.1002/mrm.1910360326.
- [36] Markus Neumann. *Automatic multimodal real-time tracking for image plane alignment in interventional Magnetic Resonance Imaging*. Dissertation, Université de Strasbourg, Strasbourg, 2014-02-25.
- [37] Haydar Çelik and Ergin Atalar. Reverse polarized inductive coupling to transmit and receive radiofrequency coil arrays. *Magnetic Resonance in Medicine*, 67(2):446–456, 2012. doi:10.1002/mrm.23030.
- [38] Abubakr Eldirdiri, Frédéric Courivaud, Rafael Palomar, Per Kristian Hol, and Ole Jakob Elle. Catheter tip tracking for MR-guided interventions using discrete Kalman filter and mean shift localization. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 9(2):313–322, 2014. doi:10.1007/s11548-013-0933-4.
- [39] A. El-Tahir, Frédéric Courivaud, Rafael Palomar, and Ole Jakob Elle. Robust Computer Assisted Catheter Tracking Algorithm in MR Using Gradient Based Signatures and Mean Shift Localization. In *20th Proc Int Soc Magn Reson Med*, page 2947, 2012.
- [40] Martin A. Rube, Andrew B. Holbrook, Benjamin F. Cox, J. Graeme Houston, and Andreas Melzer. Wireless MR tracking of interventional devices using phase-field dithering and projection reconstruction. *Magnetic resonance imaging*, 32(6):693–701, 2014. doi:10.1016/j.jmri.2014.03.007.
- [41] Wieland Alexander Worthoff, Hans Georg Krojanski, and Dieter Suter. *Medizinphysik in Übungen und Beispielen*. De Gruyter Studium. De Gruyter, Berlin, 2012.
- [42] Dieter Michel. *Grundlagen und methoden der kernmagnetischen Resonanz*, volume 266 of *Wissenschaftliche Taschenbücher*. Akademie Verlag, Berlin, 1981.
- [43] Dominik Weishaupt, Victor D. Köchli, Borut Marincek, Johannes M. Froehlich, Daniel Nanz, and Klaus P. Prüssmann. *Wie funktioniert MRI? Eine Einführung in Physik und Funktionsweise der Magnetresonanztomographie*. Springer, Heidelberg, 6 edition, 2009.

- [44] Donald W. McRobbie. *MRI from picture to proton*. Cambridge University Press, Cambridge and UK, New York, 2 edition, 2007.
- [45] Olaf Dössel. *Bildgebende Verfahren in der Medizin: Von der Technik zur medizinischen Anwendung*. Springer, Berlin, 2000.
- [46] Peter A. Rinck. *Magnetic resonance in medicine: The basic textbook of the European Magnetic Resonance Forum ; including MR Image Expert, version 2.5 and Dynalize, version 1.0 demo ; with 45 tables*. ABW-Wiss.-Verl, Berlin, 5., rev. ed edition, 2003.
- [47] E. Mark Haacke. *Magnetic resonance imaging: Physical principles and sequence design*. Wiley, New York, 1999.
- [48] Alfred L. Horowitz. *MRI physics for radiologists: A visual approach*. Springer-Verlag, New York, 3rd ed edition, ©1995.
- [49] Matt A. Bernstein, Kevin Franklin King, and Xiaohong Joe Zhou. *Handbook of MRI pulse sequences*. Academic Press, Amsterdam and Boston, 2004.
- [50] Günter Schatz and Alois Weidinger. *Nukleare Festkörperphysik: Kernphysikalische Meßmethoden und ihre Anwendungen*. Teubner Studienbücher Physik. Teubner, Wiesbaden, 4 edition, 2008.
- [51] Siemens AG Medical Solutions. MR Glossar, 2008. URL: http://www.healthcare.siemens.com/siemens_hwem-hwem_sxxa_websites-context-root/wcm/idc/groups/public/@global/@imaging/@mri/documents/download/mdaw/mtm3/~edisp/mr_glossar-00016928.pdf.
- [52] Siemens AG Medical Solutions. IDEA Manual: syngo MR D13A, März 2012.
- [53] Charles Kittel. *Einführung in die Festkörperphysik*. Oldenbourg Verlag, München, 15., unveränderte aufl edition, 2013.
- [54] J. F. Schenck. Safety of strong, static magnetic fields. *Journal of magnetic resonance imaging : JMRI*, 12(1):2–19, 2000.
- [55] J. A. Nyenhuis, Sung-Min Park, R. Kamondetdacha, A. Amjad, F. G. Shellock, and A. R. Rezai. MRI and implanted medical devices: basic interactions with an emphasis on heating. *IEEE Transactions on Device and Materials Reliability*, 5(3):467–480, 2005. doi:10.1109/TDMR.2005.859033.
- [56] Paul Dobrinski, Gunter Krakau, and Anselm Vogel. *Physik für Ingenieure*. Studium. Vieweg + Teubner, Wiesbaden, 12., aktualisierte aufl edition, 2010.
- [57] ASTM F2052-06e1. Standard Test Method for Measurement of Magnetically Induced Displacement Force on Medical Devices in the Magnetic Resonance Environment, 01.03.2006.
- [58] ASTM F2213-06. Standard Test Method for Measurement of Magnetically Induced Torque

- on Medical Devices in the Magnetic Resonance Environment, 01.05.2006.
- [59] Martin Busch, Wolfgang Vollmann, Thomas Bertsch, Rainer Wetzler, Axel Bornstedt, Bernhard Schnackenburg, Jörg Schnorr, Dietmar Kivelitz, Matthias Taupitz, and Dietrich Grönmeyer. On the heating of inductively coupled resonators (stents) during MRI examinations. *Magnetic Resonance in Medicine*, 54(4):775–782, 2005. doi:10.1002/mrm.20618.
- [60] ASTM F 2182'-09. Standard Test Method for Measurement of Radio Frequency Induced Heating Near Passive Implants During Magnetic Resonance Imaging, 15.11.2009.
- [61] Alfred Stadler, Wolfgang Schima, Ahmed Ba-Ssalamah, Joachim Kettenbach, and Edith Eisenhuber. Artifacts in body MR imaging: their appearance and how to eliminate them. *European Radiology*, 17(5):1242–1255, 2007. doi:10.1007/s00330-006-0470-4.
- [62] Hansjörg Graf, Ulrike A. Lauer, Alexander Berger, and Fritz Schick. RF artifacts caused by metallic implants or instruments which get more prominent at 3 T: an in vitro study. *Magnetic resonance imaging*, 23(3):493–499, 2005. doi:10.1016/j.mri.2004.12.009.
- [63] J. F. Schenck. The role of magnetic susceptibility in magnetic resonance imaging: MRI magnetic compatibility of the first and second kinds. *Medical physics*, 23(6):815–850, 1996.
- [64] K. M. Lüdeke, P. Röschmann, and R. Tischler. Susceptibility artefacts in NMR imaging. *Magnetic resonance imaging*, 3(4):329–343, 1985. doi:10.1016/0730-725X(85)90397-2.
- [65] ASTM F 2119-07. Standard Test Method for Evaluation of MR Image Artifacts from Passive Implants, 01.09.2007.
- [66] de Bazelaire, Cedric M J, Guillaume D. Duhamel, Neil M. Rofsky, and David C. Alsop. MR imaging relaxation times of abdominal and pelvic tissues measured in vivo at 3.0 T: preliminary results. *Radiology*, 230(3):652–659, 2004. doi:10.1148/radiol.2303021331.
- [67] Declan P. O'Regan, Martina F. Callaghan, Marzena Wylezinska-Arridge, Julie Fitzpatrick, Rossi P. Naoumova, Joseph V. Hajnal, and Stephan A. Schmitz. Liver fat content and T2*: simultaneous measurement by using breath-hold multiecho MR imaging at 3.0 T—feasibility. *Radiology*, 247(2):550–557, 2008. doi:10.1148/radiol.2472070880.
- [68] Franz X. Hebrank. More on SAR: A practical Guidance for MRI users. In *17th Proceedings International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, 2009. URL: http://cds.ismrm.org/protected/09MProceedings/files/Tues%20A18_03%20Hebrank.pdf.
- [69] Thorsten Liebig, Andreas Rennings, Sebastian Held, and Daniel Erni. openEMS - a free and open source equivalent-circuit (EC) FDTD simulation platform supporting cylindrical coordinates suitable for the analysis of traveling wave MRI applications. *International Journal of Numerical Modelling: Electronic Networks, Devices and Fields*, 26(6):680–696, 2013. doi:10.1002/jnm.1875.
- [70] S. Gabriel, R. W. Lau, and C. Gabriel. The dielectric properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz. *Physics in Medicine and Biology*,

- 41(11):2251–2269, 1996. doi:10.1088/0031-9155/41/11/002.
- [71] M. Kamon, M. J. Tsuk, and J. K. White. FASTHENRY: a multipole-accelerated 3-D inductance extraction program. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 42(9):1750–1758, 1994. doi:10.1109/22.310584.
- [72] FastFieldSolvers S.R.L. FastModel, 2012. URL: <http://www.fastfieldsolvers.com/> [cited 2014-12-03].
- [73] M. Kamon, C. Smithhisler, and J. White. FastHenry USER’S GUIDE: Version 3.0, 26. September 1996.
- [74] Ekbert Hering. *Taschenbuch für Wirtschaftsingenieure*. Hanser, München, 3., aktual. auf edition, 2013.
- [75] K. Nabors and J. White. FastCap: a multipole accelerated 3-D capacitance extraction program. *IEEE Transactions on Computer-Aided Design of Integrated Circuits and Systems*, 10(11):1447–1459, 1991. doi:10.1109/43.97624.
- [76] E. Di Lorenzo. The Treatment of Dielectrics in FasterCap: White Paper WP13050, Mai 2013. URL: http://www.fastfieldsolvers.com/Papers/The_Treatment_of_Dielectrics_in_FasterCap_WP130527_R01.pdf.
- [77] K. Nabors, S. Kim, J. White, and S. Senturia. FastCap USER’S GUIDE, 18.09.1992.
- [78] Ingo Wolff. *Maxwellsche Theorie: Grundlagen und Anwendungen*. Springer-Lehrbuch. Springer, Berlin [u.a.], 4., überarb. auf edition, 1997.
- [79] John B. Pendry, Anthony J. Holden, David J. Robbins, and W. J. Stewart. Magnetism from conductors and enhanced nonlinear phenomena: Microwave Theory and Techniques, *IEEE Transactions on. Microwave Theory and Techniques, IEEE Transactions on*, 47(11):2075–2084, 1999.
- [80] René Marklein. The Finite Integration Technique as a General Tool to Compute Acoustic, Electromagnetic, Elastodynamic, and Coupled Wave Fields. In W. R. STONE, editor, *Review of radio science 1999-2002*, pages 201–244. IEEE Press and Wiley, Piscataway, NJ and New York, N.Y., 2002.
- [81] Cihan Kurter, John Abrahams, and Steven M. Anlage. Miniaturized superconducting metamaterials for radio frequencies. *Applied Physics Letters*, 96(25):253504, 2010. doi: 10.1063/1.3456524.
- [82] Europäische Wirtschaftsgemeinschaft. RICHTLINIE 93/42/EWG DES RATES vom 14. Juni 1993 über Medizinprodukte: 93/42/EWG, 2007-10-11.
- [83] DIN EN ISO 14971:2012. Medizinprodukte - Anwendung des Risikomanagements auf Medizinprodukte, April 2013.

- [84] Jörg Feldhusen and Karl-Heinrich Grote, editors. *Pahl/Beitz Konstruktionslehre: Methoden und Anwendung erfolgreicher Produktentwicklung*. Springer Vieweg, Berlin Heidelberg, 8 edition, 2013.
- [85] Markus Neumann, L. Cuvillon, E. Breton, and M. de Matheli. Evaluation of an image-based tracking workflow with Kalman filtering for automatic image plane alignment in interventional MRI. *Conference proceedings : ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference*, 2013:2968–2971, 2013. doi:10.1109/EMBC.2013.6610163.
- [86] Mandy Kaiser, Markus Detert, Martin A. Rube, Abubakr El-Tahir, Ole Jakob Elle, Andreas Melzer, Bertram Schmidt, and Georg H. Rose. Resonant marker design and fabrication techniques for device visualization during interventional magnetic resonance imaging. *Biomedical Engineering / Biomedizinische Technik*, 2014. doi:10.1515/bmt-2013-0097.
- [87] T. Niwa, Y. Takemura, T. Inoue, N. Aida, H. Kurihara, and T. Hisa. Implant hyperthermia resonant circuit produces heat in response to MRI unit radiofrequency pulses. *British Journal of Radiology*, 81(961):69–72, 2008. doi:10.1259/bjr/41820699.
- [88] Erich Wintermantel and Suk-Woo Ha. *Medizintechnik: Life Science Engineering*. *Medizintechnik*, 2009.
- [89] Glyn A. Coutts, D. J. Gilderdale, M. Chui, L. Kasuboski, and N. M. DeSouza. Integrated and interactive position tracking and imaging of interventional tools and internal devices using small fiducial receiver coils. *Magnetic resonance in medicine : official journal of the Society of Magnetic Resonance in Medicine / Society of Magnetic Resonance in Medicine*, 40(6):908–913, 1998.
- [90] Titus Kuehne, Rebecca Fahrig, and Kim Butts. Pair of resonant fiducial markers for localization of endovascular catheters at all catheter orientations. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 17(5):620–624, 2003. doi:10.1002/jmri.10307.
- [91] H. H. Quick, M. O. Zenge, Hilmar Kuehl, Gernot M. Kaiser, S. Aker, S. Bosk, Jörg F. Debatin, and Mark E. Ladd. Interventional MRA With No Strings Attached: Wireless Active Catheter Visualization. In *12th Proceedings International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, page 372, 2004.
- [92] Sanjeet Hegde, Marc E. Miquel, Redha Boubertakh, David Gilderdale, Vivek Muthurangu, Stephen F. Keevil, Ian Young, Hill, Derek L G, and Reza S. Razavi. Interactive MR imaging and tracking of catheters with multiple tuned fiducial markers. *Journal of vascular and interventional radiology : JVIR*, 17(7):1175–1179, 2006. doi:10.1097/01.RVI.0000228466.09982.8B.
- [93] Harald Busse, Robert Trampel, Wilfried Gründer, Michael Moche, and Thomas Kahn. Method for automatic localization of MR-visible markers using morphological image processing and conventional pulse sequences: Feasibility for image-guided procedures. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 26(4):1087–1096, 2007. doi:10.1002/jmri.21129.

- [94] Bradford RH Thorne, Prasheel Lillaney, Aaron Losey, Xiaoliang Zhang, Yong Pang, and Steven W. Hetts. Micro Resonant Marker for Endovascular Catheter Tracking in Interventional MRI: In Vitro Imaging at 3T. In *22nd Proceedings International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, page 2327, 2014.
- [95] Stefan Schimpf, Andreas Brose, and Bertram Schmidt. Room Temperature Deposition of Lead Zirconate Titanate on Polymer as Part of a Magnetic Resonance Imaging Marker. *International Journal of Applied Ceramic Technology*, page no, 2011. doi:10.1111/j.1744-7402.2011.02642.x.
- [96] Andreas Brose, Sören Hirsch, and Bertram Schmidt. Aerosol Jet Abscheidung - Ein Verfahren zum maskenlosen Erzeugen von Funktionsschichten. In Ulrich Gabbert, Karl-Heinz Grote, Ulrich Jumar, Bernhard Karpuschewski, Roland Kasper, Andreas Lindemann, Gerd Rose, Michael Schenk, Bertram Schmidt, Ulrich Schmucker, Helmut Tschöke, and Sándor Vajna, editors, *Forschung und Innovation*, Magdeburg, 2011. Univ.
- [97] Matthias Worgull. *Hot embossing: Theory and technology of microreplication*. William Andrew, Oxford and UK and Burlington, MA, 1 edition, 2009.
- [98] L. Uriarte, A. Herrero, A. Ivanov, H. Oosterling, L. Staemmler, P. T. Tang, and D. Allen. Comparison between microfabrication technologies for metal tooling. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part C: Journal of Mechanical Engineering Science*, 220(11):1665–1676, 2006. doi:10.1243/09544062JMES220.
- [99] Liwei Lin, Chun-Jung Chiu, W. Bache, and M. Hecke. Microfabrication using silicon mold inserts and hot embossing. In *MHS'96 Seventh International Symposium on Micro Machine and Human Science*, pages 67–71, 2-4 Oct. 1996. URL: <http://ntur.lib.ntu.edu.tw/bitstream/246246/2007041910031951/1/00563403.pdf>, doi:10.1109/MHS.1996.563403.
- [100] Tjalf Pirk and Johanna May. Verfahren zum Heißprägen mindestens einer Leiterbahn auf ein Substrat sowie Substrat mit mindestens einer Leiterbahn, 2010. 10 2008 041 538 A1.
- [101] Andreas Risse. *Fertigungsverfahren der Mechatronik, Feinwerk- und Präzisionsgerätetechnik: Mit ... 25 Tabellen*. Springer Vieweg, Wiesbaden, 2012.
- [102] Yoshihiko Imanaka. *Multilayered low temperature cofired ceramics (LTCC) technology*. Springer, New York, 2005.
- [103] Dirk Pohle, Matthias Wagner, and Andreas Roosen. Effect of Friction on Inhomogeneous Shrinkage Behavior of Structured LTCC Tapes. *Journal of the American Ceramic Society*, 0(0):2731–2737, 2006. doi:10.1111/j.1551-2916.2006.01136.x.
- [104] Klaus-Peter Müller. *Praktische Oberflächentechnik: Vorbehandeln - beschichten - Beschichtungsfehler - Umweltschutz ; mit 72 Tabellen*. JOT-Fachbuch. Vieweg, Braunschweig and Wiesbaden, 4., überarb. aufl edition, 2003.

- [105] Walter Hübner and Carl Th Speiser. *Die Praxis der anodischen Oxidation des Aluminiums*. Aluminium-Verl., Düsseldorf, 4 edition, 1988.
- [106] Raghbir Singh Khandpur. *Printed circuit boards: Design, fabrication, assembly and testing*. McGraw-Hill, New York, 2006.
- [107] Dennis Ellersiek. *Entwicklung und Charakterisierung von mikrostrukturierten Planarspulen für Kernspinresonanz-Anwendungen*. Dissertation, Rheinisch-Westfälischen Technischen Hochschule, Aachen, 2010.
- [108] Dennis Ellersiek, Holger Fassbender, Philipp Bruners, Joachim G. Pfeffer, Tobias Penzkofer, Andreas H. Mahnken, Thomas Schmitz-Rode, Wilfried Mokwa, and Uwe Schnakenberg. A monolithically fabricated flexible resonant circuit for catheter tracking in magnetic resonance imaging. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 144(2):432–436, 2010. doi:10.1016/j.snb.2009.03.026.
- [109] Ulrich Schindler. Heißprägen von Leiterbahnen auf Photovoltaik-Silizium-Wafer, 2008. EP 2 003 698 A2.
- [110] J. Sackmann, K. Burlage, C. Gerhardy, B. Memering, S. Liao, and W. K. Schomburg. Review on ultrasonic fabrication of polymer micro devices. *Ultrasonics*, 56:189–200, 2015. doi:10.1016/j.ultras.2014.08.007.
- [111] Thomas Brock, Michael Groteklaes, Peter Mischke, and Ulrich Zorll. *Lehrbuch der Lacktechnologie*. Coatings Compendien. Vincentz, Hannover, 1998.
- [112] Hans-Jürgen Warnecke and Pavel Svejda. *Einführung in die Fertigungstechnik: Mit 7 Tabellen*. Teubner-Studienbücher Maschinenbau. Teubner, Stuttgart, 2., überarb. und erw. Aufl edition, 1993.
- [113] Sami Franssila. *Introduction to microfabrication*. John Wiley & Sons, Chichester, West Sussex, England and Hoboken, NJ, 2nd ed edition, 2010.
- [114] Jürgen Fessmann. *Angewandte Chemie und Umwelttechnik für Ingenieure: Handbuch für Studium und betriebliche Praxis*. Ecomed, Landsberg, 1999.
- [115] ISO 13485. Medical devices - Quality management systems - Requirements for regulatory purposes, 2003.
- [116] R. Nopper, R. Niekrawietz, and L. Reindl. Wireless Readout of Passive LC Sensors. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 59(9):2450–2457, 2010. doi:10.1109/TIM.2009.2032966.
- [117] Inc. Agilent Technologies. Agilent AN 154: S-Parameter Design, 20.06.2006. URL: <http://cp.literature.agilent.com/litweb/pdf/5952-1087.pdf> [cited 2015-01-29].
- [118] ASTM D6862-11. Standard Test Method for 90 Degree Peel Resistance of Adhesives, 2011. URL: www.astm.org.

- [119] IPC-TM-650 2.4.21.1. Bond Strength, Surface Mount Lands Perpendicular Pull Method, 05/91. URL: <http://www.ipc.org>.
- [120] IPC-TM-650 2.4.1.6. Adhesion, Polymer Coating, 7/95. URL: <http://www.ipc.org>.
- [121] ASTM D6677-07 (Reapproved 2012). Standard Test Method for Evaluating Adhesion by Knife, 2012. URL: www.astm.org.
- [122] Y. Ateş, C. A. Yücesoy, M. A. Unlü, B. Saygin, and N. Akkaş. The mechanical properties of intact and traumatized epidural catheters. *Anesthesia and analgesia*, 90(2):393–399, 2000.
- [123] P. Wünsche, C. Werner, and P. Bloss. Bending stiffness of catheters and guide wires. *Biomedizinische Technik. Biomedical engineering*, 47 Suppl 1 Pt 1:150–153, 2002.
- [124] Alexander Hendrix. Magnets, Spins, and Resonances: An introduction to the basics of Magnetic Resonance, 2003.
- [125] Wolfgang R. Nitz. *Praxiskurs MRT: Anleitung zur MRT-Physik über klinische Bildbeispiele*. Thieme, Stuttgart [u.a.], 2007.
- [126] M. Alecci, C. M. Collins, M. B. Smith, and P. Jezzard. Radio frequency magnetic field mapping of a 3 Tesla birdcage coil: experimental and theoretical dependence on sample properties. *Magnetic resonance in medicine : official journal of the Society of Magnetic Resonance in Medicine / Society of Magnetic Resonance in Medicine*, 46(2):379–385, 2001.
- [127] Lothar Heuser. Standards zur Durchführung minimal invasiver bildgesteuerter Eingriffe, Oktober 2000. URL: <http://www.degir.de/site/qualitaetssicherung> [cited 2014-12-01].
- [128] Bundesamt für Strahlenschutz. Biologische Wirkungen infolge von Energieabsorption und Erwärmung, 2014. URL: http://www.bfs.de/de/elektro/hff/wirkungen/Energieabsorption_und_Erwaermung.html.
- [129] Karl Will, Stefan Schimpf, Andreas Brose, Frank Fischbach, Jens Ricke, Bertram Schmidt, and Georg Rose. Pre-Tuned Resonant Marker for iMRI using Aerosol Deposition on Polymer Catheters. In *SPIE*, pages 76251Z–76251Z–8, 2010.
- [130] Mark Saab. Thin-wall polyester heat shrink tubing in medical device manufacturing, 2014. URL: http://www.ventionmedical.com/Documents/VENACthinwallhst_T1_1.pdf [cited 2015-01-09].
- [131] Jonathan N. Draper, M. Louis Lauzon, and Richard Frayne. Passive catheter visualization in magnetic resonance-guided endovascular therapy using multicycle projection dephasers. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 24(1):160–167, 2006. doi:10.1002/jmri.20619.
- [132] Stephan Friesecke. *Einsatz des Heißprägens bei der Herstellung von Schwingkreisen auf Kunststoff-Kathetern*. Diplomarbeit, Otto-von-Guericke-Universität, Magdeburg, 2013-05-01.

- [133] Markus Detert, Stephan Friesecke, Martin Deckert, Georg Rose, Bertram Schmidt, and Mandy Kaiser. Using the Hot Embossing Technology for the Realization of Microtechnical Structures in Medical Imaging. *Biomedizinische Technik. Biomedical engineering*, 2012. doi:10.1515/bmt-2012-4376.
- [134] Novoplast Schlauchtechnik GmbH. Lieferschein 6F-Katheter, 29.11.2012.
- [135] M. Maybody, J. Kleimeyer, A. Winkel, and S. B. Solomon. Introduction of a new device for MR guided bone biopsies. In Thomas Kahn, Ferenc A. Jolesz, and Jonathan S. Lewin, editors, *8th Interventional MRI Symposium*, pages 123–124, 2010.
- [136] Axel Boese, M. Schmidt, T. Neumuth, and G. Rose. Definition of product requirements of a MR compatible bone biopsy system using workflow analysis. *Biomedizinische Technik. Biomedical engineering*, 2012. doi:10.1515/bmt-2012-4095.
- [137] Axel Boese, Frank Fischbach, Jens Ricke, and Georg Rose. Development of a full MR-compatible non-electric drilling machine for MR-guided bone biopsies. In Thomas Kahn, Ferenc A. Jolesz, and Jonathan S. Lewin, editors, *9th Interventional MRI Symposium*, page 92, 2012.
- [138] Hideki Matsuura, Takashi Inoue, Kuniaki Ogasawara, Makoto Sasaki, Hiromu Konno, Yasutaka Kuzu, Hideaki Nishimoto, and Akira Ogawa. Quantitative Analysis of Magnetic Resonance Imaging Susceptibility Artifacts Caused by Neurosurgical Biomaterials: Comparison of 0.5, 1.5, and 3.0 Tesla Magnetic Fields. *Neurologia medico-chirurgica*, 45(8):395–399, 2005. doi:10.2176/nmc.45.395.
- [139] Ferro Electronic Material. Datenblatt: C4007 Brazable Gold Conductor, 2013. URL: <http://www.ferro.com/non-cms/ems/EPM/content/docs/C4007%20Brazable%20Au%20Conductor.pdf> [cited 2015-01-16].
- [140] Heraeus Precious Metals GmbH & Co. KG. Datenblatt: Dielectrics IP 9117E - REACH Compliant Multilayer Dielectric.
- [141] R. J. Stafford, F. Maier, A. J. Krafft, Michael Bock, A. Winkel, and K. Ahrar. Phase only cross-correlation tracking of a passive marker for MR-guided interventions. In Thomas Kahn, Ferenc A. Jolesz, and Jonathan S. Lewin, editors, *8th Interventional MRI Symposium*, pages 260–262, 2010.
- [142] Florian Maier. *Magnetresonanzbildgebung zur Führung und Überwachung minimalinvasiver Thermotherapien*. Dissertation, Karlsruher Instituts für Technologie, Karlsruhe, 2012.
- [143] Eva Rothgang, Wesley D. Gilson, Li Pan, Jörg Roland, Klaus J. Kirchberg, Frank K. Wacker, Joachim Hornegger, and Lorenz Christina H. An Integrated System for MR-Guided Thermal Ablations: From Planning to Real-Time Temperature Monitoring. In *20th Proc Int Soc Magn Reson Med*, page 1404, 2012.
- [144] Eva Rothgang, Elodie Breton, Xavier Buy, Afshin Gangi, Julien Garnon, Rüdiger Hoffmann,

- Michel de Mathelin, Li Pan, Hansjörg Rempp, Georgia Tsoumakidou, Clifford R. Weiss, Lorenz Christina H., and Wesley D. Gilson. Initial, multi-site clinical experience using an integrated interventional needle guidance workflow. In Thomas Kahn, Ferenc A. Jolesz, and Jonathan S. Lewin, editors, *9 th Interventional MRI Symposium*, page 141, 2012.
- [145] Eppendorf AG. Datenblatt: Safe-Lock Tube 0.5 mL. URL: www.eppendorf.com/script/binres.php?RID=105468&DOW=1 [cited 2015-04-01].
- [146] Johannes Krug, Karl Will, and Georg Rose. Simulation and experimental validation of resonant electric markers used for medical device tracking in magnetic resonance imaging. In *IEEE EMBC*, 2010.
- [147] H. Benoit-Cattin, G. Collewet, B. Belaroussi, H. Saint-Jalmes, and C. Odet. The SIMRI project: a versatile and interactive MRI simulator. *Journal of magnetic resonance (San Diego, Calif. : 1997)*, 173(1):97–115, 2005. doi:10.1016/j.jmr.2004.09.027.
- [148] Tony Stöcker, Kaveh Vahedipour, and Daniel Pflugfelder. Jemris: MRI simulation framework, 2014. URL: <http://www.jemris.org/>.
- [149] Thies H. Jochimsen, Michael v. Mengershausen, Andreas Schäfer, Markus Körber, Robert Trampel, Enrico Reimer, Dirk Mueller, Torsten Schlumm, Christian Ros, and Martin Kraemer. OD1N: Object-Oriented Development Interface for NMR, 2014. URL: <http://od1n.sourceforge.net/>.
- [150] Kengo Hattori, Yusuke Ikemoto, Wataru Takao, Seiichiro Ohno, Takashi Harimoto, Susumu Kanazawa, Masataka Oita, Koichi Shibuya, Masahiro Kuroda, and Hirokazu Kato. Development of MRI phantom equivalent to human tissues for 3.0-T MRI. *Medical physics*, 40(3):032303, 2013. doi:10.1118/1.4790023.
- [151] Yu Yuan, Cory Wyatt, Paolo Maccarini, Paul Stauffer, Oana Craciunescu, James Macfall, Mark Dewhurst, and Shiva K. Das. A heterogeneous human tissue mimicking phantom for RF heating and MRI thermal monitoring verification. *Physics in Medicine and Biology*, 57(7):2021–2037, 2012. doi:10.1088/0031-9155/57/7/2021.
- [152] Koichi Yoshimura, Hirokazu Kato, Masahiro Kuroda, Atsushi Yoshida, Katsumi Hanamoto, Akio Tanaka, Masatoshi Tsunoda, Susumu Kanazawa, Koichi Shibuya, Shoji Kawasaki, and Yoshio Hiraki. Development of a tissue-equivalent MRI phantom using carrageenan gel. *Magnetic Resonance in Medicine*, 50(5):1011–1017, 2003. doi:10.1002/mrm.10619.
- [153] Thorsten Uelzen, S. Fandrey, and J. Müller. Mechanical and electrical properties of electroplated copper for MR-imaging coils. *Microsystem Technologies*, 12(4):343–351, 2006. doi:10.1007/s00542-005-0069-8.
- [154] Prasheel Lillaney, Vincent Malba, Leland Evans, Anthony Bernhardt, Mark Wilson, Timothy Roberts, Alastair J. Martin, Maythem Saeed, Ronald Arenson, and Steven W. Hetts. Catheters for Interventional MRI: Laser- Lathe Fabrication of Micro-Coils for Remote Catheter Tip Deflection. In *21st Proceedings International Society for Magnetic Resonance in*

- Medicine*, page 472, 2013.
- [155] S. R. Hedge, Marc E. Miquel, R. Boubertakh, D. J. Gilderdale, Ian Robert Young, Stephen F. Keevil, Derek L. G. Hill, and Reza Razavi. Passive Tracking of a Catheter With Multiple Tuned Fiducial Markers Using Interleaved Sequences. In *12th Proceedings International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, page 374, 2004.
- [156] Karl Will, Stefan Schimpf, Andreas Brose, Frank Fischbach, Jens Ricke, Bertram Schmidt, and Georg Rose. Microsystems Technology Fabrication Process for Resonant iMRI markers. In Thomas Kahn, Ferenc A. Jolesz, and Jonathan S. Lewin, editors, *8th Interventional MRI Symposium*, pages 286–287, 2010.
- [157] Oral Büyüköztürk, Tzu-Yang Yu, and Jose Alberto Ortega. A methodology for determining complex permittivity of construction materials based on transmission-only coherent, wide-bandwidth free-space measurements. *Cement and Concrete Composites*, 28(4):349–359, 2006. doi:10.1016/j.cemconcomp.2006.02.004.
- [158] Jens Müller and Daniel Josip. Integrated capacitors using LTCC. In *Proceedings of MicroTech 2002*, 2002.
- [159] K.A. Peterson, S.B Rohde, K.B. Pfeifer, and T.S. Turner. Novel LTCC Fabrication Techniques Applied to a Rolled Micro Ion Mobility Spectrometer. In *Low temperature electronics and low temperature cofired ceramic based electronic devices*, pages 156–171. Electrochemical Society, Pennington and N.J, 2003.
- [160] Hakogi Ichiro. Process of and an apparatus for silk screen printing on curved surfaces of a cylindrical article, 1956. US 2767647 A.
- [161] Peter Hahne. *Innovative Drucktechnologien: Siebdruck - Tampondruck ; Photolithographie, InkJet, BubbleJet, Digitaldruck, LFP, Drop-On-Demand, Non-Impact-Verfahren, Dickfilm, Heißprägen, Offsetdruck, Flexodruck, Fodel-Verfahren, Driographie*. Verl. Der Siebdruck, Lübeck, 2001.
- [162] Wangjoo Lee, Dong-Ho Kim, and Jae-Ick Choi. Tunable Magnetic Field Amplifying Device, 2009. US 2009/0153275 A1.
- [163] Scott B. Reeder, Ergin Atalar, Bradley D. Bolster, and Elliot R. McVeigh. Quantification and reduction of ghosting artifacts in interleaved echo-planar imaging. *Magnetic Resonance in Medicine*, 38(3):429–439, 1997. doi:10.1002/mrm.1910380312.
- [164] M. Morita, T. Inoue, T. Yamada, Y. Takemura, and T. Niwa. Resonant circuits for hyperthermia excited by RF magnetic field of MRI. *IEEE Transactions on Magnetics*, 41(10):3673–3675, 2005. doi:10.1109/TMAG.2005.854788.
- [165] Helge Simon. Marker für ein angiographisches Untersuchungsverfahren und angiographisches Untersuchungsverfahren eines Patienten, 2013. DE 102012204769 A1.
- [166] Constance D. Lehman, Elizabeth R. DePeri, Sue Peacock, Michelle D. McDonough, Wendy B.

- DeMartini, and Jennifer Shook. Clinical Experience with MRI-Guided Vacuum-Assisted Breast Biopsy. *American Journal of Roentgenology*, 184(6):1782–1787, 2005. doi:10.2214/ajr.184.6.01841782.
- [167] Laura Liberman, Elizabeth A. Morris, D. David Dershaw, Cynthia M. Thornton, Kimberly J. van Zee, and Lee K. Tan. Fast MRI-Guided Vacuum-Assisted Breast Biopsy: Initial Experience. *American Journal of Roentgenology*, 181(5):1283–1293, 2003. doi:10.2214/ajr.181.5.1811283.
- [168] Roland Zemp, Renate List, Turgut Gülay, Jean Pierre Elsig, Jaroslav Naxera, William R. Taylor, and Silvio Lorenzetti. Soft tissue artefacts of the human back: comparison of the sagittal curvature of the spine measured using skin markers and an open upright MRI. *PLoS ONE*, 9(4):e95426, 2014. doi:10.1371/journal.pone.0095426.
- [169] C. Meeuwis, N.H.G.M Peters, W.P.Th.M Mali, A.M Fernandez Gallardo, R. van Hillegersberg, M.E.I Schipper, and M.A.A.J van den Bosch. Targeting difficult accessible breast lesions: MRI-guided needle localization using a freehand technique in a 3.0T closed bore magnet. *European Journal of Radiology*, 62(2):283–288, 2007. doi:10.1016/j.ejrad.2006.12.006.
- [170] Melvyn B. Ooi, Murat Aksoy, Julian Maclaren, Ronald D. Watkins, and Roland Bammer. Prospective motion correction using inductively coupled wireless RF coils. *Magnetic Resonance in Medicine*, 70(3):639–647, 2013. doi:10.1002/mrm.24845.
- [171] C. Plathow, Hendrik Zimmermann, Christian Fink, Reiner Umathum, M. Schobinger, P. Huber, I. Zuna, J. Debus, W. Schlegel, and H. Meinzer. Influence of different breathing maneuvers on internal and external organ motion: Use of fiducial markers in dynamic MRI. *International Journal of Radiation Oncology*Biophysics*, 62(1):238–245, 2005. doi:10.1016/j.ijrobp.2005.01.042.
- [172] Haydar Çelik, Aslı Ulutürk, Turgut Tali, and Ergin Atalar. A catheter tracking method using reverse polarization for MR-guided interventions. *Magnetic Resonance in Medicine*, 58(6):1224–1231, 2007. doi:10.1002/mrm.21419.
- [173] J. Li, C. Gerhardy, and W. K. Schomburg. Polymer circuit boards fabricated by ultrasonic hot embossing. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 23(7):075028, 2013. doi:10.1088/0960-1317/23/7/075028.
- [174] Europäische Wirtschaftsgemeinschaft. RICHTLINIE 2001/83/EG DES EUROPÄISCHEN PARLAMENTS UND DES RATES vom 6. November 2001 zur Schaffung eines Gemeinschaftskodexes für Humanarzneimittel: 2001/83/EG, 2012-11-16. URL: http://ec.europa.eu/health/files/eudralex/vol-1/dir_2001_83_consol_2012/dir_2001_83_cons_2012_de.pdf.
- [175] Vishay Intertechnology, Inc. Datenblatt: VJ Non-Magnetic Series: Surface Mount Multilayer Ceramic Chip Capacitors for Non-Magnetic Applications, 2012. URL: <http://www.vishay.com/docs/45128/vjnonmagneticseries.pdf> [cited 2014-09-23].

- [176] TEMEX Ceramics. Datenblatt: Standard Capacitors: Copper Barrier Terminations (63V and 100V), 2011. URL: http://www.temex-ceramics.com/site/fichiers/Standard_Capacitors-Copper_Barrier_Terminations.pdf [cited 2014-09-23].
- [177] AVX Corporation. Microwave MLC's: Datenblatt: SQ A Case & B Case Ultra Low ESR MLC. URL: <http://www.avx.com/docs/catalogs/sqca-sqcb.pdf> [cited 2014-09-23].
- [178] Johanson Technology. Datenblatt: Multi-Layer High-Q Capacitors. URL: <http://www.johansontechnology.com/images/stories/catalog/JTI-CAT-MLCC-HighQ.pdf> [cited 2014-09-23].
- [179] Syfer Technology Ltd. Datenblatt: Non-magnetic Surface Mount Standard MLCC Capacitors, 2014. URL: <http://www.mouser.com/ds/2/394/on-magneticDatasheet-369636.pdf> [cited 2014-09-23].
- [180] Ralf Degner. *PH-Messung: Der Leitfaden für Praktiker*. Wiley-VCH, Weinheim, 2009.

C Publikationsliste

Publikationen in internationalen begutachteten Zeitschriften

KAISER, Mandy ; DETERT, Markus ; RUBE, Martin A. ; EL-TAHIR, Abubakr ; ELLE, Ole J. ; MELZER, Andreas ; SCHMIDT, Bertram ; ROSE, Georg H.: Resonant marker design and fabrication techniques for device visualization during interventional magnetic resonance imaging. In: *Biomedical Engineering / Biomedizinische Technik* (2014). <http://dx.doi.org/10.1515/bmt-2013-0097>. – DOI 10.1515/bmt-2013-0097. – ISSN 1862-278X

WYBRANSKI, Christian ; EBERHARDT, Benjamin ; FISCHBACH, Katharina ; FISCHBACH, Frank ; WALKE, Mathias ; HASS, Peter ; RÖHL, Friedrich-Wilhelm ; KOSIEK, Ortrud ; KAISER, Mandy ; PECH, Maciej ; LÜDEMANN, Lutz ; RICKE, Jens: Accuracy of applicator tip reconstruction in MRI-guided interstitial (192)Ir-high-dose-rate brachytherapy of liver tumors. In: *Radiotherapy and oncology : journal of the European Society for Therapeutic Radiology and Oncology* (2015). <http://dx.doi.org/10.1016/j.radonc.2015.01.018>. – DOI 10.1016/j.radonc.2015.01.018. – ISSN 1879-0887

Publikationen in nationalen Zeitschriften

BOESE, Axel ; DETERT, Markus ; KAISER, Mandy ; SCHMIDT, Bertram ; ROSE, Georg: Intelligente Katheter für bildgeführte minimal-invasive Interventionen. In: *Deutsche Zeitschrift für klinische Forschung : DZKF; das Magazin für medizinische Forschung* 17 (2013-03-01), Nr. 2, S. 37-41

DETERT, Markus ; KAISER, Mandy ; BOESE, Axel ; SCHMIDT, Bertram ; ROSE, Georg: Intelligente Werkzeuge für minimal-invasive Operationen. In: FACHVERBAND ELEKTRONIK-DESIGN (Hrsg.): *Produktion von Leiterplatten und Systemen* Bd. 12. Saulgau : Leuze Verlag, 2012, S. 2709-2716

Konferenzbeiträge

BIEN, Tomasz ; KAISER, Mandy ; ROSE, Georg: Conductive Distortion Detection in AC Electromagnetic Tracking Systems. In: *Biomedical Engineering*, ACTAPRESS, 2011. – ISBN 978-0-88986-866-3

DETERT, Markus ; FRIESECKE, Stephan ; DECKERT, Martin ; ROSE, Georg ; SCHMIDT, Bertram ; KAISER, Mandy: Using the Hot Embossing Technology for the Realization of Microtechnical Structures in Medical Imaging. In: *Biomedizinische Technik. Biomedical engineering* (2012). <http://dx.doi.org/10.1515/bmt-2012-4376>. – DOI 10.1515/bmt-2012-4376. – ISSN 1862-278X

DETERT, Markus ; KAISER, Mandy ; FRIESECKE, Stephan ; ROSE, Georg ; SCHMIDT, Bertram: Evaluation of the hot embossing technology for the fabrication of resonant circuits as instrument visualization method for interventional magnetic resonance imaging. In: *EMPC 2013*, 2013. – ISBN 978-2-95-274671-7, S. 1-5

HOFFMANN, Thomas ; BOESE, Axel ; KAISER, Mandy ; KÄGEBEIN, Urte ; SEROWY, Steffen ; SKALEJ, Martin: Bestimmung und Vergleich geometrischer Gefäßparameter aus CT-, MRT- und IVUS-Datensätzen. In: PREIM, Bernhard (Hrsg.) ; ROSE, Georg (Hrsg.): *Image-Guided Interventions*. Magdeburg : Universität Magdeburg, 2014. – ISBN 978-3-944722-17-7, S. 89-90

KAISER, Mandy: Passives Tracking im MRT auf Basis von Schwingkreisen: Prinzip und Problematik. In: SCHENK, Michael (Hrsg.): *Digitales Engineering und virtuelle Techniken zum Planen, Testen und Betreiben technischer Systeme*, 2011. – ISBN 978-3-8396-0281-2, S. 241-245

KAISER, Mandy ; BOESE, Axel ; BROSE, Andreas ; DECKERT, Martin ; ROSE, G. ; SCHMIDT, B. ; WONNEBERGER, U. ; FISCHBACH, Frank ; RICKE, J. ; DETERT, Markus: Technology Roadmap for Integration of Resonant Markers in MRI Compatible Instruments. In: *Biomedizinische Technik. Biomedical engineering* (2012), S. 908. <http://dx.doi.org/10.1515/bmt-2012-4338>. – DOI 10.1515/bmt-2012-4338. – ISSN 1862-278X

KAISER, Mandy ; BROSE, Andreas ; WONNEBERGER, Uta ; FISCHBACH, Frank ; RICKE, Jens ; SCHMIDT, Bertram ; ROSE, Georg: MRI Device Visualization Labeled by Passive Resonant Circuits Fabricated in Different Technologies. In: KAHN, Thomas (Hrsg.) ; JOLESZ, Ferenc A. (Hrsg.) ; LEWIN, Jonathan S. (Hrsg.): *9th Interventional MRI Symposium*, 2012, S. 129

KAISER, Mandy ; DETERT, Markus ; KÄGEBEIN, Urte ; SCHULZE, Hans-Peter ; SCHMIDT, Bertram ; ROSE, Georg: Self-Resonant Swiss Roll Structures as Semi-Active Device Visualization Method for Interventional MRI. In: *21st Proceedings International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, 2013, S. 1836

KAISER, Mandy ; DETERT, Markus ; LUNIAK, Marco ; SCHMIDT, Bertram ; ROSE, Georg: Planar Resonant Markers Fabricated using Thick-Film Hybrid Technology. In: DÖSSEL, Olaf (Hrsg.): *Proceedings BMT 2014, 48. DGBMT Jahrestagung*, 2014, S. S417

KAISER, Mandy ; HOFFMANN, Thomas ; ROSE, Georg: Concept of a Passive Manipulator for

Usage during Minimally Invasive MR-Guided Interventions. In: PREIM, Bernhard (Hrsg.) ; ROSE, Georg (Hrsg.): *Image-Guided Interventions*. Magdeburg : Universität Magdeburg, 2014. – ISBN 978-3-944722-17-7, S. 91-92

KAISER, Mandy ; KÄGEBEIN, Urte ; PANNICKE, Enrico ; ROSE, Georg: Prototype of a Needle Sleeve with Resonant Swiss Roll Structures for Instrument Visualization during Minimally Invasive Interventions. In: *23rd Proceedings International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, 2015 - akzeptiert

KAISER, Mandy ; KRUG, Johannes ; ROSE, Georg: Interventional MRI: Minimal-invasive Surgery under MR guidance. In: *2011 IEEE MTT-S International Microwave Symposium*, IEEE, 2011. – ISBN 978-1-61284-754-2, S. 1-4

KAISER, Mandy ; PANNICKE, Enrico ; DECKERT, Martin ; SCHMIDT, Bertram ; VICK, Ralf ; ROSE, Georg: Feasibility Study of a Single-Layered Resonant MR Marker Fabricated by Thin Film Technology. In: KAHN, Thomas (Hrsg.) ; BUSSE, Harald (Hrsg.): *10th Interventional MRI Symposium*, 2014. – ISBN 978-3-00-046995-4, S. 147

PANNICKE, Enrico ; KAISER, Mandy ; ROSE, Georg ; VICK, Ralf: A Comparative Method to Evaluate the Performance of different Resonant MR Marker Designs. In: KAHN, Thomas (Hrsg.) ; BUSSE, Harald (Hrsg.): *10th Interventional MRI Symposium*, 2014. – ISBN 978-3-00-046995-4, S. 146

PANNICKE, Enrico ; KAISER, Mandy ; ROSE, Georg ; VICK, Ralf: Sicherheitskonzept für die Produktentwicklung in der IMRI. In: PREIM, Bernhard (Hrsg.) ; ROSE, Georg (Hrsg.): *Image-Guided Interventions*. Magdeburg : Universität Magdeburg, 2014. – ISBN 978-3-944722-17-7, S. 57-58

PANNICKE, Enrico ; KAISER, Mandy ; ROSE, Georg ; VICK, Ralf: Simulationsgestützte Produktentwicklung für IMRI. In: PREIM, Bernhard (Hrsg.) ; ROSE, Georg (Hrsg.): *Image-Guided Interventions*. Magdeburg : Universität Magdeburg, 2014. – ISBN 978-3-944722-17-7, S. 49-50

PANNICKE, Enrico ; KAISER, Mandy ; ROSE, Georg ; VICK, Ralf: Preliminary Results on the Simulation of Susceptibility Artifacts by Usage of Open-Source Software Only. In: *23rd Proceedings International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, 2015 - akzeptiert

Eingeladene Vorträge

KAISER, Mandy: *Design of Active and Semi-Active Markers / Devices*. Dundee (UK), 30.08.2012 (The European Summer School on Image Guided Interventions by the Integrated Interventional Operating System)

KAISER, Mandy: *Nutzung der Packagingtechnologien für die Herstellung miniaturisierter Resonanzmarker zur Instrumentenvisualisierung unter MR-Bildgebung*. Magdeburg, 07.03.2013 (Deutsches IMAPS-Seminar - Medizintechnik: Herausforderungen an das Packaging)

Danksagungen

Die vorliegende Arbeit entstand während meiner Tätigkeit als wissenschaftliche Mitarbeiterin am Lehrstuhl für Medizinische Telematik und Medizintechnik an der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg. Ich möchte mich bei allen bedanken, die mich in dieser Zeit unterstützt haben. An erster Stelle danke ich meinen Doktorvater, Herrn Prof. Dr. Georg Rose, welcher mir die Möglichkeit gab, auf dem sehr spannenden Gebiet der interventionellen Magnetresonanztomographie tätig zu sein und mich dabei stets unterstützt hat.

Für die Unterstützung bei der Erarbeitung der Theorie der Resonanzmarker sowie für die Begutachtung meiner Arbeit möchte ich mich gerne bei Prof. Dr. Oliver Speck bedanken.

Den Weg in die Welt der Mikrosystemtechnik hat mir Dr.-Ing. habil. Markus Detert sehr erleichtert. Für die langen und fruchtbaren Diskussionen sowie die hilfreichen Anregungen möchte ich mich ganz herzlich bedanken.

Ich freue mich zudem über das Interesse von Prof. Dr. Jens Müller (TU Ilmenau) an dieser Arbeit und für seine Bereitschaft die Dissertation zu begutachten.

Für das angenehme Arbeitsklima, die diskussionsreichen Treffen im Coffee & Communication-Corner sowie für das Probelesen meiner doch sehr umfangreichen Dissertation möchte ich mich bei meinen lieben Arbeitskollegen aus dem „alten“ INKA-Team sowie dem jetzigen *STIMULATE*-Team bedanken.

Andreas Brose (OVGU Magdeburg) sowie Dr. Marco Luniak (TU Dresden) möchte ich an dieser Stelle sehr für die Fertigung von Prototypen danken.

Herrn Dr. Hans-Peter Schulze (OVGU Magdeburg) möchte ich für die Unterstützung bei der anodischen Oxidation meinen Dank aussprechen.

Zudem möchte ich an dieser Stelle Sven Rothlübbers (Fraunhofer MEVIS) für die

gemeinsame Arbeit am Szenario 4 zur Visualisierung eines Ultraschalltransducers danken.

Ein weiterer Dank geht an Dr. Kerstin Jungnickel und Dr. Uta Wonneberger der Klinik für Radiologie und Nuklearmedizin des Universitätsklinikums Magdeburg für deren Input und Unterstützung bei den Messungen.

Des Weiteren danke ich Prof. Dr. Andreas Melzer und Dr. Martin Rube – ehemals vom Institute of Medical Science and Technology (IMSaT, Dundee, UK) – für ihre Unterstützung und Ratschläge. Ein weiterer Dank geht an Abubakr El-Tahir und Ass.-Prof. Ole Jakob Elle des Intervention Center am Rikshospitalet Oslo für die gemeinsamen Experimente.

Bedanken möchte ich mich zudem bei meinen Studenten, die durch ihre Abschlussarbeiten, Forschungsprojekte und Hiwi-Tätigkeiten zum Gelingen der Doktorarbeit beigetragen haben. Besonders hervorzuheben sind hierbei Stefan Friesecke und Urte Kägebein.

Abschließend gilt mein besonderer Dank meinem persönlichen Umfeld. Für die notwendige Ablenkung sorgten hierbei insbesondere Mandy, Susan, Martin, Jana und Nadine. Bedanken möchte ich mich auch bei meiner Familie für die fortwährende Unterstützung. Den nötigen Rückhalt, viel Verständnis sowie aufbauende Worte konnte ich jederzeit bei meinem Ehemann Ralf finden.

Die vorgestellten Arbeiten entstanden in den BMBF-geförderten Projekten „INKA – Intelligente Katheter“ (FKZ 03IP71), Forschungscampus *STIMULATE* (FKZ 03FO16102A und 13GW0095A) sowie durch Unterstützung des Landes Sachsen-Anhalt (FKZ I60).

Erklärung

Ich versichere hiermit, dass ich die vorliegende Arbeit ohne unzulässige Hilfe Dritter und ohne Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe. Die Hilfe eines kommerziellen Promotionsberaters habe ich nicht in Anspruch genommen. Dritte haben von mir weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen. Verwendete fremde und eigene Quellen sind als solche kenntlich gemacht.

Ich habe insbesondere nicht wissentlich:

- Ergebnisse erfunden oder widersprüchliche Ergebnisse verschwiegen,
- statistische Verfahren absichtlich missbraucht, um Daten in ungerechtfertigter Weise zu interpretieren,
- fremde Ergebnisse oder Veröffentlichungen plagiiert,
- fremde Forschungsergebnisse verzerrt wiedergegeben

Mir ist bekannt, dass Verstöße gegen das Urheberrecht Unterlassungs- und Schadensersatzansprüche des Urhebers sowie eine strafrechtliche Ahndung durch die Strafverfolgungsbehörden begründen kann.

Ich erkläre mich damit einverstanden, dass die Dissertation ggf. mit Mitteln der elektronischen Datenverarbeitung auf Plagiate überprüft werden kann.

Die Arbeit wurde bisher weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form als Dissertation eingereicht und ist als Ganzes auch noch nicht veröffentlicht.

Magdeburg, den 24. Juli 2015

Mandy Grundmann