

Aus dem Institut für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin
Abteilung für Zahnärztliche Prothetik, Alterszahnmedizin und Funktionslehre

DISSERTATION

**Prothetische/Epithetische Magnetattachments im MRT:
Artefakte der Bildgebung und Beeinflussung der Magnetkraft**

zur Erlangung des akademischen Grades
Doctor medicinae dentariae (Dr. med. dent.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Buu Tai Truong

aus My-Long

Datum der Promotion: 03.03.2023

Inhaltsverzeichnis

1	Zusammenfassung	5
1.1	Deutsches Abstract	5
1.2	Englisches Abstract	6
2	Einführung	7
3	Material und Methodik	9
3.1	MR-Tomographen	9
3.2	Das Phantom	9
3.3	Die Prüfkörper (Tabelle 1)	9
3.4	Messgerät für die Flussdichte	10
3.5	Probenhalterungen	11
3.6	Remagnetisierung	12
3.7	Modifizierung des Verhältnisses von Magnet-Länge zu -Durchmesser (Studie „L/D-Verhältnis“)	12
3.8	Studienablauf	12
3.9	Statistische Auswertung	13
4	Ergebnisse	14
4.1	Studie „MR Artefakt“	14
4.2	Studie „MR Zeit“	14
4.3	Studie „MR-Festigkeit 1“	14
4.4	Studie „MR Festigkeit 2“	14
4.5	Studie „L/D-Verhältnis“	15
4.6	Effekt der „Remagnetisierung“	15
5	Diskussion	16
5.1	Artefaktbeschreibung	16
5.2	Alteration der Flussdichte	16
5.3	Remagnetisierungseffekt	18

5.4	Limitation dieser Studie	18
5.5	Schlussfolgerung	19
5.6	Empfehlung	19
6	Literaturverzeichnis	20
7	Eidesstattliche Versicherung und ausführliche Anteilserklärung.....	23
7.1	Eidesstattliche Versicherung	23
7.2	Anteilserklärung an den erfolgten Publikationen	24
8	Druckexemplare der ausgewählten Publikationen	26
9	Curriculum Vitae	49
10	Komplette Publikationsliste.....	50
11	Danksagung	51

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Die Prüfkörper aller drei Untersuchungen [Truong BT 2020].....S. 14

Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: SmCo-Magnet-Halbzeuge des Typs „X-Line“ [Blankenstein F, Truong BT 2018]S. 15

Abb. 2: Teslameter FM 220 [Blankenstein F, Truong BT 2010]S. 16

Abb. 3: Silikon-Positionierungsschlüssel mit inseriertem Magneten [Blankenstein F, Truong BT 2010] ...S. 16

Abb. 4: PMMA-Positionierungsschlüssel mit Magnet-Halbzeug [Blankenstein F, Truong BT 2018] S. 16

Abb. 5: offenes Eppendorf-Reaktionsgefäß mit Prüf-Magnet [Blankenstein F 2010]S. 17

Abkürzungsverzeichnis

B_0	Hauptmagnetfeld des MRT
GE-Sequenz	Gradienten-Echo-Sequenz
GE-T2*	T2*-gewichtete Gradienten-Echo Sequenz
H_{cB}	Koerzitivfeldstärke der magnetischen Flussdichte
H_{cJ}	Koerzitivfeldstärke der magnetischen Polarisation
SE-Sequenz	Spin-Echo-Sequenz
SE-T1	T1 gewichtete Spin-Echo-Sequenz
SE-T2	T2 gewichtete Spin-Echo-Sequenz
SNR-Phantom	Signal-to-Noise Ratio Phantom
SmCo	Samarium-Kobalt
NdFeB	Neodym-Eisen-Bor
PdCo	Palladium-Kobalt
PMMA	Polymethylmethacrylat

1 Zusammenfassung

1.1 Deutsches Abstract

Einleitung: Primärteile prothetisch oder epithetisch genutzter Magnetattachments werden auf Pfeilerzähnen und Implantaten befestigt. Bei MR-Untersuchungen sind zwei Wechselwirkungen zu erwarten: Beeinträchtigung der Bildgebung durch Artefakte und Veränderung der Flussdichte durch das Hauptfeld (B_0) des MRT.

Ziele dieser In-vitro-Untersuchung sind:

- Die Bestimmung der Maximalausdehnung der bei 1,5 und 3 T und drei typischen MR-Sequenzen auftretenden Suszeptibilitätsartefakte.
- Die Messung der Entmagnetisierung der im MRT exponierten Magnete bei unterschiedlichen Positionen zu B_0 .

Methodik: Der maximale Radius der um drei verschiedene Minimagnet-Typen und zwei ferromagnetische Gegenanker auftretenden Signalauslöschungszonen wurde am SNR-Phantom bei den drei MR-Sequenzen SE-T1, SE-T2 und GE-T2* gemessen.

In einer ersten Entmagnetisierungsstudie wurden 30 SmCo- und 60 NdFeB-Magnete und in einer Folgestudie 40 SmCo-Magnete mit erhöhter Koerzitivkraft dem Hauptfeld eines 1,5- und eines 3 T-MRT in verschiedenen Positionen im Gerätetunnel und am Geräteportal ausgesetzt. Als Äquivalent für die Haftkraft wurde die Flussdichte mit einem Teslameter gemessen.

Ergebnisse: Die Auslöschungszonen zeigten keine klinisch relevanten Unterschiede bei den verschiedenen Prüfkörpern und den beiden MRT-Hauptfeldstärken. Deutliche Unterschiede traten jedoch in Abhängigkeit von den genutzten MR-Sequenzen auf: Bei den Spinecho-Sequenzen fanden sich zwar insgesamt viel kleinere, aber deutlich unsymmetrische Signallöschungszonen, deren maximaler Radius bis zu 7,4 cm betrug. Die Signallöschungen bei Gradientenecho-Sequenzen zeigten eine mehr symmetrische und großflächige Formation mit einem Maximalradius bis zu 9,7 cm.

Für das Ausmaß der Demagnetisierung sind die Ausrichtung der Minimagnete im MRT-Hauptfeld (B_0) und dessen Stärke entscheidend. Bei 1,5 T wurde die Flussdichte von NdFeB- und SmCo-Magneten bei Antiparallelität zu B_0 deutlich reduziert, bei 3T wurden beide Magnettypen in antiparalleler Lage umgepol.

SmCo-Magnete mit erhöhter Koerzitivkraft widerstanden dem 1,5 T-Feld, wurden bei 3 T jedoch fast vollständig entmagnetisiert. Die ursprünglichen Flussdichtewerte konnten durch Remagnetisierung verlustfrei wiederhergestellt werden.

Schlussfolgerung: Vor einer MRT-Untersuchung mit den hier untersuchten Sequenzen und intraoral feststehenden ferromagnetischen Gegenankern muss geprüft werden, ob die zu untersuchenden Strukturen weit genug von der entstehenden Signallöschungszone entfernt sind. Bei intraoral oder epicranial verankerten Magnetattachments besteht bei MRT-Exposition die Gefahr einer leichten bis kompletten Demagnetisierung mit dementsprechend insuffizient werdendem Prothesenhalt. Durch Inklination oder Reklination des Patientenkopfes ist dieses Problem nicht zu umgehen. SmCo-Magnete mit erhöhter Koerzitivkraft können dagegen bei 1,5 T gefahrlos in situ verbleiben. Bei 3 T sollten alle Dentalmagnete, falls instrumentell-technisch möglich, vor MRT entfernt werden.

Bei den ggf. nach MRT demagnetisierten Produkten ist eine Remagnetisierung durch den Hersteller/Vertreiber möglich.

1.2 Englisches Abstract

Introduction: The primary coping of prosthetic or epithetic magnetic attachments is fixed on abutment-teeth and implants. In MR-examinations two interactions are expected: Impairment of imaging due to artifacts and alteration of flux density due to the main MR-field. Objectives of this in-vitro-study are:

- Determine the maximum size of susceptibility-artifacts occurring at 1.5 and 3T and three common sequences.
- To measure the demagnetization of the magnets in the MRI in different positions with respect to the main field.

Methods: The maximum radius of the signal loss regions around three mini magnet types and two ferromagnetic keepers was measured on the SNR phantom in the three MR sequences SE-T1, SE-T2 and GE-T2*.

In an initial demagnetization study, 30 SmCo and 60 NdFeB magnets and in a follow-up study 40 SmCo magnets with increased coercivity were exposed to the main field of a 1.5 and a 3T-MRI in different positions. Flux density was measured with a teslameter.

Results: The signal loss regions showed no clinically relevant differences for the various specimens and the two MRI main-field-strengths. However, significant differences occurred depending on the MR sequence used: In spin-echo-sequences, signal loss regions were much smaller but very asymmetric, with a maximum radius of up to 7.4 cm. In gradient echo sequences, signal loss regions were more symmetric and extensive, with a maximum radius of up to 9.7 cm.

The extent of demagnetization depends on the orientation of the mini magnets in the MRI field and its strength. At 1.5T, flux density of antiparallel NdFeB and SmCo magnets is significantly reduced, at 3T, polarity is reversed in both magnet types.

SmCo magnets with increased coercivity resisted the 1.5T field, but were almost completely demagnetized at 3T. Remagnetisation fully restored the original flux density.

Conclusion: Prior to an MRI using the studied sequences on patients with fixed ferromagnetic keepers, it must be checked whether enough distance is between the structures to be examined and the resulting signal loss region.

During MRI exposure, intraoral or epicranial magnetic attachments risk being demagnetised, resulting in insufficient prosthesis retention. Inclining or reclining the patient's head does not prevent the problem. However, SmCo magnets with increased coercivity can remain in situ at 1.5T without risk. At 3T, all dental magnets should be removed before MRI, if technically possible.

Manufacturers/distributors can remagnetise products demagnetised during MRI.

2 Einführung

In der Medizin finden miniaturisierte Seltenerdminerale verbreitet Verwendung in Cochlea Implantaten und Shunt-Ventilen, etwas weniger bekannt ist ihr Einsatz in Oesophageal-Sphinktern [1] und Stimmprothesen [2].

Auch in der Zahnmedizin und MKG-Chirurgie haben sich die kleinen Seltenerdminerale lange schon bewährt: Hier dienen Magnetattachments der Verankerung von Defektprothesen, Epithesen und Hybridprothesen auf Implantaten oder auch Zahnwurzeln [3]. Insbesondere in der Alterszahnmedizin kommen die Vorteile dieser, eine vergleichsweise geringere Haltekraft bietenden Kopplungselemente zum Tragen: ihre leichte Handhabbarkeit und Hygienefähigkeit, ihre Unabhängigkeit von einer gemeinsamen Einschubrichtung und die Fähigkeit, den Zahnersatz selbstständig in Ruhelage ziehen zu können. Bei zu großer lateraler Krafteinwirkung entkoppeln diese Attachments und können so die Überlastung der Ankerzähne und -Implantate vermindern. Für die zahnmedizinisch/kieferchirurgische Anwendung unterscheidet man drei verschiedene Attachmentstypen [3]:

- Duomagnetsysteme mit offenem Feld, deren Haftkraft durch zwei ungleichpolig gegenüber angeordnete Minimagnete erzeugt wird. Der Primärmagnet wird hierfür in eine gegossene Wurzelkappe eingeklebt und irreversibel auf einer Zahnwurzel fest zementiert oder reversibel in ein enossales Dentalimplantat eingeschraubt. Der Sekundärmagnet ist in den herausnehmbaren Zahnersatz eingearbeitet.
- Monomagnetsysteme mit offenem Feld, bestehend aus einer auf der Zahnwurzel befestigten Wurzelstiftkappe aus einer hoch ferromagnetischen Legierung („Keeper“) und einem Prothesenmagneten im herausnehmbaren Zahnersatz.
- Monomagnetsysteme mit geschlossenem Feld, bei denen das Feld des Prothesenmagneten durch ein internes Eisenjoch gebündelt und dadurch verstärkt wird. Als Gegenanker dienen auch hier teilkonfektionierte, hoch ferromagnetische Keeper auf Zahnwurzeln oder Implantaten.

Bei den verschiedenen marktgängigen Produkten werden Minerale aus Samarium- oder Neodym-Legierungen eingesetzt. Die ferromagnetischen Keeper bestehen aus einer Palladium-Kobalt-Legierung oder speziellen Edelstählen.

Müssen sich die Träger solcher Magnetattachments einer MRT-Untersuchung unterziehen, stehen die Radiologen in der Pflicht, vorher alle mit diesen Produkten verbundenen Risiken zu prüfen. Auch wenn die Sekundärmagnete zusammen mit dem Zahnersatz oder der Defektprothese exkorporiert werden, bleiben, je nach System, die Primärmagnete oder ferromagnetischen Gegenanker („Keeper“) in situ und sind dort nicht zerstörungsfrei oder nur mit zahnmedizinischer Fachkenntnis und entsprechendem Instrumentarium entfernbar.

Es bestehen dann vier grundsätzliche Risiken:

1. Die Erwärmung metallischer Objekte im MRT: Dieses Risiko wurde in zahlreichen Studien geprüft [4 - 10], wobei die Temperaturveränderungen mit bis zu 2,4°C stets in einem klinisch irrelevanten Bereich lagen [11].
2. Verschiebekräfte und Drehmomente: Omatsu et al. konnten bei Untersuchungen mit ferromagnetischen Wurzelkappen bei 1,5 und 3 T eine maximale Verschiebekraft von 0,139 N und ein maximales Drehmoment von 0,00338 Nm feststellen [12]. Diese Kräfte liegen weit unter den für die Lösung einer intakten adhäsiven Verbindung oder zur Lockerung einer Implantat-Schraube nötigen Kräfte bzw. Drehmomente.
3. Suszeptibilitätsartefakte: Durch im Mund oder am Kopf verbleibende Minerale oder ferromagnetische Gegenanker entstehen diagnostische Einbußen. Die Artefaktradien in Abhängigkeit von Sequenz, Geräteeinstellung und Hauptfeldstärke waren Gegenstand der ersten Publikation [13] für diese Dissertation.

4. Flussdichteänderung der Magnetattachments: Dies betrifft die im Mund oder am Kopf verbliebenen Primärmagnete der Duomagnet-Systeme. Die in Abhängigkeit von der konkreten Position der Attachments möglichen Veränderungen der Haftkraft waren Gegenstand der zweiten und dritten Publikation. [14, 15].

Ziel der vorliegenden Dissertation ist es, die Aufmerksamkeit der Radiologen auf die hierzulande verwendeten dentalen Magnet-Attachments zu lenken und dabei einige regelmäßig auftretende Fragen zu deren MR-Kompatibilität und -Festigkeit zu klären. Um die verschiedenen Teilaspekte dieser Arbeit übersichtlich darzustellen, bekommt jeder dieser Aspekte hier eine eigene Kennzeichnung:

- Studie *MR-Artefakte*
- Studie *MR-Zeit*
- Studie *MR-Festigkeit 1*
- Studie *MR-Festigkeit 2*
- Studie *L/D-Verhältnis*
- Studie *Remagnetisierung*

Die hier zu beantwortenden Fragen sind:

- Unter welchen Bedingungen und in welchem Ausmaß stören die Bauteile der dentalen Magnetattachments die MR-Diagnostik der Kopf-Hals-Region durch Suszeptibilitätsartefakte (Studie „*MR Artefakte*“)? [13]
- Wie stark wird die Flussdichte und damit die Haftkraft der verwendeten Samarium-Kobalt- und Neodym-Eisen-Bor Magnete durch die Dauer (Studie „*MR Zeit*“) und die Ausrichtung (Studie „*MR Festigkeit 1*“) im Hauptfeld eines 1,5 und 3 Tesla MRT verändert? [14]
- Widerstehen neuere SmCo-Magnete mit gesteigerter Koerzitivkraft der Beeinflussung durch das MR-Hauptfeld besser und können ggf. trotzdem auftretende Flussdichteänderungen durch verschiedene Patientenpositionen bzw. Kopfeigungen im MRT (Studie „*MR Festigkeit 2*“) oder durch die Modifizierung des Längen-Durchmesser-Verhältnisses (Studie „*L/D-Verhältnis*“) der Magnete vermieden oder vermindert werden? In diesem Zusammenhang stellte sich zudem die Frage, inwieweit die Permanentfelder dieser SmCo-Magnete nach einem Flussdichteverlust wiederherstellbar sind (Studie „*Remagnetisierung*“). [15]

Damit soll den Radiologen bzw. MTRA eine valide Basis für die Entscheidung gegeben werden, ob solche Attachments vor einer MRT-Untersuchung in situ verbleiben können oder zwingend entfernt werden müssen. Zudem sollen die Ergebnisse dieser Arbeit die Beratung betroffener Patienten verbessern. Die gesamte Thematik wurde im Rahmen dreier Publikationen bearbeitet:

Publikation 1: Blankenstein F, Truong B, Thomas A, Schröder R, Naumann M.: Signallöschung im MRT-Bild, verursacht durch intraoral verankerte dentale Magnetwerkstoffe [Signal Loss in Magnetic Resonance Imaging Caused by Intraoral Anchored Dental Magnetic Materials] Fortschr Röntgenstr (RoFo) 2006; 178: 787-793.

Publikation 2: Blankenstein F, Truong B, Thomas A, Boeckler A, Peroz I: Beeinflussung der Flussdichte intraoraler Dentalmagnete im 1,5 und 3 Tesla-MRT. [Influence on Flux Density of Intraoral Dental Magnets During 1.5 and 3 Tesla MRI] Fortschr Röntgenstr (Rofo) 2011; 183: 727-34.

Publikation 3: Truong BT, Blankenstein FH: Flussdichteänderungen prothetischer/epithetischer SmCo-Magnete mit hoher Koerzitivkraft im 1,5- und 3-T-MRT [Alteration of flux density of highly coercive SmCo magnets used in prosthodontics and epithetic care in the 1.5 and 3 Tesla MRI]. Der Radiologe 2019; 59 (10), 912-919.

3 Material und Methodik

3.1 MR-Tomographen

Alle Studien wurden an 1,5 Tesla- und 3 Tesla-MRTs mit horizontal liegendem Hauptfeld B_0 durchgeführt. Zur Prüfung der Artefaktenstehung „MR Artefakte“ [13] und für die erste MR-Festigkeits-Studie „MR Festigkeit 1“ [14] nutzten wir ein 1,5 Tesla Signa-Twin Speed und ein 3 Tesla Signa Gerät des Herstellers GE Medical Systems Milwaukee / USA. Für die zweite MR-Festigkeits-Studie an Samarium-Kobalt-Magneten mit höherer Koerzitivkraft „MR Festigkeit 2“ [15] standen uns ein 1,5 Tesla Magnetom Aera und ein 3,0 Tesla Magnetom Skyra des Herstellers Siemens Healthcare, Erlangen/D zur Verfügung.

3.2 Das Phantom

Für die Studie „MR Artefakte“ [13] wurden als Prüfmedium zwei aus PVC bestehende SNR-Phantome (Signal to Noise Ratio) des Herstellers USA-Instruments verwendet. Diese zylindrischen, mit einer Kontrastlösung gefüllten Kanister mit den Maßen $l = 34,1$ cm und $d = 15,3$ cm haben ein Volumen von 6,28 l. Die Prüfobjekte wurden exakt zentral an der Stirnseite zwischen den beiden zusammengeschobenen SNR Phantomen in einer Kunststoffkammer aus Polymethylmethacrylat (PMMA) fixiert.

3.3 Die Prüfkörper (Tabelle 1)

Für die Studie „MR-Artefakte“ [13] wurden drei Produkte des Herstellers Dyna Dental Engineering B.V. Bergen op Zoom/NL verwendet: Je ein DYNA-Magnet „normal strength“ und „extra strong“ und ein Gegenanker aus der ferromagnetischen PdCo-Legierung („EFM-Legierung“). Dazu kamen zwei Produkte des japanischen Herstellers Aichi Steel Corporation: ein Dentalmagnet Magfit EX 400 und sein ferromagnetischer Gegenanker aus der Stahlsorte AUM 20 (Position 1, 2, 4, 5, 6 in Tabelle 1).

Die Studie „MR Festigkeit 1“ [14] führten wir mit je 30 DYNA-Magneten des Typs normal strength, extra strong und small durch (Position 1 bis 3 in Tabelle 1).

In der Folgestudie „MR Festigkeit 2“ [15] wurden 40 SmCo-Magnet-Halbzeuge des Typs „X-Line“ der Firma steco-system-technik GmbH Hamburg/D mit verbesserter Koerzitivkraft eingesetzt (Position 7 in Tabelle 1). Es handelte sich dabei um Halbzeuge mit noch unbearbeiteten Schäften, aus denen später die Gewinde für die jeweiligen Implantat-Plattformen gefräst werden können. Für unsere Studie ermöglichten diese Schäfte die sichere Fixierung in einer Halterung (Abb. 1).



Abb. 1: SmCo-Magnet-Halbzeug des Typs „X-Line“

Tabelle 1: Die Prüfkörper aller drei Untersuchungen				
Nr.	Typenbeschreibung	Legierung	Maße	Volumen
1	Dyna-Magnet normal strenght Offenes Feld, axial magnetisiert Fa. Dyna Dental Engineering (NL)	SmCo im Edelstahlcontainer	H= 2,5 mm D= 4,0 mm	31,0 mm ³
2	Dyna-Magnet extra strong offenes Feld, axial magnetisiert Fa. Dyna Dental Engineering (NL)	NdFeB im Edelstahlcontainer	H= 2,5 mm D= 4,0 mm	31,0 mm ³
3	Dyna-Magnet small offenes Feld, axial magnetisiert Fa. Dyna Dental Engineering (NL)	NdFeB im Edelstahlcontainer	H= 1,5 mm D= 4,0 mm	28,3 mm ³
4	Dyna-EFM-Legierungsplättchen Fa. Dyna Dental Engineering (NL)	PdCo	H= 2,0 mm L= 3,0 mm B= 2,0 mm	24,0 mm ³
5	Magfit Magnet EX 400 geschlossenes Feld, diametral magnetisiert Fa. AICH steel corporation (J)	NdFeB im Edelstahlcontainer	H= 1,5 mm L= 3,4 mm B= 2,4 mm	12,2 mm ³
6	Keeper für Magfit-EX 400 Fa. AICH steel corporation (J)	ferritischer Edelstahl AUM 20	H= 0,8 mm L= 3,4 mm B= 2,4 mm	6,5 mm ³
7	Steco Magnet X-Line (Halbzeug) offenes Magnetfeld Fa. steco-system-technik (D)	SmCo im Titanschaft	nur des Magneten: H= 2,0 mm D= 4,0 mm	25,1 mm ³

Alle Magnete der Studien „MR Festigkeit 1 u. 2“ [14,15] sind mit offenem Feld konstruiert. Magnete mit geschlossenem Feld wurden nicht getestet, obwohl sie insbesondere im angloamerikanischen und im asiatischen Raum verbreitet sind. Bei diesen Produkten mit diametraler Magnetisierung handelt es sich um Monomagnetensysteme, bei denen nur in der herausnehmbaren Prothese ein Permanentmagnet eingearbeitet ist. Diese Prothesen werden vor einer MRT-Untersuchung routinemäßig exkorporiert, unterliegen also nicht der Einwirkung des starken Geräte-Hauptfeldes.

3.4 Messgerät für die Flussdichte

Als vergleichsweise einfach zu bestimmendes Äquivalent für die Magnetkraft wurde die Flussdichte mittels eines digitalen Teslameters mit einem Messbereich von 0,001 mT bis 200 mT und einer transversalen Messsonde der Firma Projekt Elektronik Berlin gemessen (Abb. 2). Dessen Messungenauigkeit liegt bei $\pm 2\%$. Die Flussdichte aller Magnete wurde auf der gesamten nutzbaren Polfläche der ursprünglichen Nordseite erfasst. Um eine reproduzierbare Positionierung aller Magnete der Studie „MR Festigkeit 1“ [14] auf der Messsonde zu gewährleisten, wurde ein Positionierungsschlüssel aus einem Silikon mit hoher Endhärte angefertigt (Abb. 3). Weil dieser Schlüssel am Ende der Studie einen geringfügigen Materialabrieb aufwies, wurde für die Studie „MR

Festigkeit 2 [15] anhand fotooptischer Abformungen der Messsonde und eines Magnethalbzeuges ein neuer Positionierungsschlüssel aus einem PMMA-Block gefräst (Abb. 4). Damit maßen wir vor Studienbeginn die Flussdichte jedes Magneten fünfmal, um die erreichbare Übereinstimmung mit dem „intraclass correlation coefficient“ (ICC) zu quantifizieren. Der ICC wies auf eine hohe Übereinstimmung hin, so dass in der Folge eine zweimalige Messung der Flussdichte vor und nach jeder Exposition genügte.



Abb. 2: Teslameter FM 220

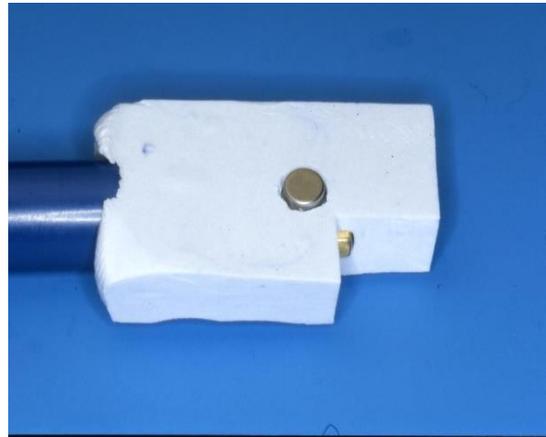


Abb. 3: Positionierungsschlüssel aus Silikon mit eingesetztem Magneten



Abb. 4: Positionierungsschlüssel aus PMMA mit eingesetztem Magnet-Halbzeug



Abb. 5: offenes Eppendorf-Reaktionsgefäß mit Prüf-Magnet

3.5 Probenhalterungen

Für die Messreihe zum Einfluss der Expositionsdauer bei freier Ausrichtung „MR Zeit“ [14] wurden die Magnete in mit Silikon gefüllten, fest verschließbaren Reaktionsgefäßen der Größe 0,5 ml der Firma Eppendorf eingebracht (Abb. 5). Die Magnete waren innerhalb dieser Reaktionsgefäße vor Translation geschützt, jedoch frei drehbar. Für die Untersuchung wurden die Reaktionsgefäße auf Ständern („Tube Racks“) fixiert, die wiederum auf dem Schlitten der MRT befestigt wurden.

Für die Studie „MR Festigkeit 1“ [14] wurden die Magnete in passgenaue Bohrungen verriegelbarer Plexiglasskassetten fixiert, die eine Translation und Rotation der Magnete während der Exposition im MRT verhindern sollten. Da für die Studie „MR Festigkeit 2“ [15] neben der parallelen und antiparallelen Ausrichtung

weitere Positionen getestet werden sollten, benötigten wir eine neue Halterung. Sie ist komplett aus Polyoxymethylen (POM) konstruiert und über eine Querachse sowie über ihren Fuß frei drehbar. Je ein integrierter horizontaler und vertikaler Vollkreiswinkelmesser ermöglichen zusammen mit dem Lichtvisier des MRT die sichere und nachvollziehbare Einstellung jedes gewünschten Expositionswinkels zu B_0 . Fünf auf die Halbzeuge angepasste Bohrungen mit Verschlusschrauben sichern die Magnet-Prüfkörper.

3.6 Remagnetisierung

Die Magnete der Studie „*MR-Festigkeit 2*“ wurden nach jeder Exposition in einem Impulsmagnetisierer IM 5025-X der Firma Dr. Steingroever GmbH Köln/D zusammen mit einer Spule MV-21x400 mm remagnetisiert [15].

3.7 Modifizierung des Verhältnisses von Magnet-Länge zu -Durchmesser (Studie „*L/D-Verhältnis*“)

Für die Studie zur Verbesserung der MR-Festigkeit durch Modifizierung des Verhältnisses Länge zu Durchmesser [15] wurden auf die Magnethalbzeuge Sekundärmagnete der passenden Bauart gesetzt und in der Halterung fixiert. Das L/D-Verhältnis wurde auf diese Weise von 0,5 (2 mm zu 4 mm) auf 1 verdoppelt (4 mm zu 4 mm). Dadurch weisen diese „Doppelmagnete“ eine geänderte Entmagnetisierungskurve auf, welche auch durch eine erhöhte Koerzitivfeldstärke charakterisiert ist.

3.8 Studienablauf

Für die Studie „*MR-Artefakte*“ [13] wurden mit allen fünf Prüfkörpern im 1,5- und 3-Tesla MRT jeweils eine T1- und eine T2-gewichtete Spinecho-Sequenz sowie eine T2* gewichtete Gradientenecho-Sequenz durchgeführt. Auf die bekanntermaßen sehr artefaktanfällige diffusionsgewichtete Sequenz EPI [16] verzichteten wir, weil ein Vorversuch bereits ergab, dass die erzeugte Signallöschungszone weitaus größer als die benutzten Phantomkörper war. Als Auslöschungszone wurde von uns der Bereich vollkommener Schwärzung festgelegt und mit einem Graphiktool des Dicom Viewers „Osiris 4.18“ senkrecht und parallel zu B_0 ausgemessen. Für die Messung war der maximale Abstand vom Zentrum der Probe bis zum äußersten Rand der Auslöschung entscheidend.

Um neben der Messungenauigkeit des Teslameters auch die manuell bedingte Ungenauigkeit durch abweichende Positionierungen auf der Sonde zu bestimmen, wurde für die Studie „*MR Festigkeit 1*“ zunächst die Flussdichte von je 20 Magneten der Sorten SmCo, NdFeB-groß, und NdFeB-klein fünfmal ohne Exposition im MRT gemessen [14]. Für die weiteren Messungen der 2. Publikation galten danach nur solche Differenzen zwischen den Messwerten aufeinanderfolgender Expositionen als relevant, wenn deren Medianwerte außerhalb der Messungenauigkeit der Pilotuntersuchung lag.

Für die Studie „*MR Zeit*“ bei freier Ausrichtung [14] wurden die 60 Magnete der Pilotuntersuchung in die dafür vorbereiteten „Tubecaps“ eingebracht und auf dem Schlitten des MRT fixiert. Alle Magnete wurden zweimal für 0,5 min und je einmal für 1, 2, 4, 8, 16 und 32 min dem Hauptfeld des 3 Tesla MRT ausgesetzt. Die Flussdichte aller Magnete wurde nach jeder Exposition fünfmal gemessen.

Für die Messreihe „*MR Festigkeit 1*“ [14] wurden die zuvor bei freier Ausrichtung unbeeinflussten 60 Magnete erneut verwendet, und in der dafür vorbereiteten Halterung aus Plexiglas zweimal dem Hauptfeld des 3 Tesla MRT ausgesetzt. Im ersten Durchgang entsprach die Nord-Süd-Ausrichtung der Magnete der Nord-Süd-Ausrichtung des MRT-Hauptfeldes, beide Felder lagen also parallel. Im zweiten Durchgang wurden die 60 Magnete gegensinnig (antiparallel) zu B_0 in das 3 Tesla MRT eingebracht. Nach jedem Durchgang wurde die

Flussdichte aller Magnete fünfmal gemessen und ein Mittelwert ermittelt. Das Verfahren wurde für die Messreihe im 1,5 Tesla MRT [14] wiederholt, wobei jeweils 10 neue Magnete jeder Sorte verwendet wurden.

Für die Untersuchung „MR Festigkeit 2“ [15] wurden 40 Magnethalbzeuge in insgesamt zehn verschiedenen Positionen (A) im Isozentrum und (B) direkt vor dem Portal (gantry opening) des 1,5 und 3 T MRT exponiert. Diese Positionen simulierten die denkbaren Fixierungsvarianten der Magnete am Patienten. Sie werden beschrieben durch die Relation des Attachment-Magnetfeldes zum MRT-Hauptfeld (B_0):

(A) im Iso-Zentrum, als übliche Position bei Kopf-Hals-MRT

- parallel zu B_0 , entspricht Magnet im UK,
- antiparallel zu B_0 , entspricht Magnet im OK,
- antiparallel zu B_0 und 45° dorsal rekliniert, entspricht Magnet im OK bei 45° überstrecktem Kopf,
- antiparallel zu B_0 und 45° ventral inkliniert, entspricht Magnet im OK bei 45° nach ventral geneigtem Kopf,
- 90° Grad vertikal zu B_0 , entspricht Implantatverankerung in der Glabella,
- 90° horizontal zu B_0 , entspricht Implantatverankerung im Mastoid.

(B) direkt vor dem Portal, als übliche Untersuchungsposition von Bein oder Abdomen

- parallel zu B_0 , entspricht Magnet im OK
- antiparallel zu B_0 , entspricht Magnet im UK
- 90° vertikal zu B_0 , entspricht Glabella-Implantat
- 90° horizontal zu B_0 , entspricht Mastoid-Implantat

Für jede Position wurden jeweils 20 der 40 Magnete verwendet, die Halterung einen Meter vor dem Tunneleingang des MRT auf dem Schlitten positioniert, mittels der Winkelmesser ausgerichtet und, mit fünf Magneten bestückt, in die jeweils festgelegte Position gefahren. Dieser Vorgang wurde viermal durchgeführt, so dass insgesamt 20 Magnete in jeder Position exponiert waren. Nach jeder Exposition wurde die Flussdichte aller Halbzeuge gemessen. Im Anschluss wurden alle Magnete remagnetisiert und vor der nächsten Exposition erneut die Flussdichte erfasst.

Für die Studie „L/D-Verhältnis“ zur Steigerung der Gegenfeldfestigkeit durch Modifizierung des L/D-Verhältnisses [15] wurden auf 10 der steco-Magnethalbzeuge je ein steco X-line-Sekundärmagnet aufgesetzt, in der Halterung fixiert und antiparallel zu B_0 ins Isozentrum des 1,5 T und 3 T MRT eingebracht. Die Flussdichtewerte der Halbzeuge, der Sekundärmagnete und der „Doppelmagnete“ wurden vor und nach Exposition zweimal gemessen. Die Halbzeuge wurden im Anschluss erneut remagnetisiert.

3.9 Statistische Auswertung

Die Ergebnisse der Studie „MR Festigkeit 1“ [14] wurden mit dem Statistikprogramm SPSS berechnet. Über eine deskriptive Datenanalyse wurden der Median sowie das untere und obere Quartil ermittelt. Mittels Friedmanntest wurde die Irrtumswahrscheinlichkeit zunächst global für jede Magnetgruppe bestimmt. Bei signifikanten Unterschieden wurde als post-hoc-Test der Wilcoxon-Rangsummen-Test angewendet. Das Signifikanzniveau wurde auf $p=0,05$ festgelegt.

Für die Studie „MR Festigkeit 2“ [15] wurde eine deskriptive Datenanalyse mit dem Statistikprogramm R (Version 3.2.1) erstellt. Ermittelt wurden Mittelwert, Median, unteres und oberes Quartil sowie die Standardabweichung. Die Signifikanzberechnung der Werte nach Exposition zu den Werten vor Exposition erfolgte mit dem Wilcoxon-test. Das Signifikanzniveau wurde auf $p=0,05$ festgelegt.

4 Ergebnisse

4.1 Studie „MR Artefakt“

Die geprüften Magnete und Keeper erzeugten in Abhängigkeit von der Sequenz Artefakte unterschiedlicher Größe und Formen: Bei Gradientenecho-Sequenzen waren die insgesamt größeren Signallöschungszonen nahezu symmetrisch und lagen annähernd zentral um das auslösende Objekt. In der Koronarebene (parallel zu B_0) waren die Auslöschungen hantelförmig und in der Axialebene (senkrecht zu B_0) kreisförmig. Bei Spinecho-Sequenzen zeigten sich hingegen wesentlich kleinere, aber deutlich asymmetrischere Löschungszonen, die exzentrisch um das jeweilige Objekt lagen. Ihre Form war in beiden Ebenen (axial und koronar) ovalär. Bei ihnen wiesen die Artefakte deutlich sichtbare Signalanhebungen und Verzerrungen auf. [13]

4.2 Studie „MR Zeit“

Die Expositionsdauer hatte bei freier Ausrichtung im 3T MRT keinen Einfluss auf die Flussdichte der geprüften Magnete. Auftretende Veränderungen lagen alle unterhalb der Relevanzschwelle, die durch die Voruntersuchung zur Messmethode definiert worden war. [14]

4.3 Studie „MR-Festigkeit 1“

Lag das Eigenfeld der Magnete parallel zu B_0 , kam es weder bei 1,5 noch bei 3 T zu signifikanten Veränderungen der Flussdichte. Bei antiparalleler Lage erwiesen sich die Torsionskräfte im 3 T Hauptfeld als überraschend stark: 17 der insgesamt 60 Magnete drehten sich um ihre Magnetfeldachse innerhalb der Haltevorrichtung. Sie wurden deshalb in der Auswertung nicht berücksichtigt. Das Magnetfeld aller nicht rotierten Magnete wurde bei 3 T umgepolt. Bei 1,5 T verminderten sich die Flussdichten signifikant. Dabei zeigten die SmCo-Magnete mit einem Verlust von ca. 7,5 % eine höhere Widerstandsfähigkeit als die NdFeB-Magnete, deren Flussdichteminderung bei ca. 67,5 % für die Sorte „klein“ und bei 66,1 % für die Sorte „groß“ lag. [14]

4.4 Studie „MR Festigkeit 2“

Bei der Folgeuntersuchung an SmCo-Magneten mit höherer Koerzitivfeldstärke zeigte sich tatsächlich eine größere Widerstandskraft gegenüber den starken MRT-Hauptfeldern. Eine Umpolung der kleinen Magnetfelder trat nicht auf. Bei 1,5 T kam es im Isozentrum bei einfacher antiparalleler Ausrichtung zu einem Flussdichteverlust von 5,26 %. Bei den beiden Lagerungsvarianten mit zusätzlicher Dorsal- oder Ventralneigung verdoppelte sich dieser Verlust nahezu. In den Positionen Glabella und Mastoid, waren die Flussdichteverluste signifikant, lagen aber mit 1,64% und 1,62% innerhalb der Messungenauigkeit des Teslameters von $\pm 2\%$. Am Tunneleingang verminderte sich die Flussdichte bei antiparalleler Lage um 7,04 %. Die Flussdichteverluste in Glabella- und Mastoid-Position lagen auch hier innerhalb der Messungenauigkeit.

Das gleiche Bild, wenn auch mit deutlich höheren Verlusten ergab sich bei den antiparallelen Positionen im 3 T-Feld: Im Isozentrum -71,52 %, mit zusätzlicher Dorsalneigung -95,68 %, mit zusätzlicher Ventralneigung -93,70 % und am Tunneleingang -32,51 %. Die Position Mastoid im Tunnel wies einen Flussdichteverlust von 3,99% auf. Bei allen anderen Positionen lag die Veränderung der Flussdichte wieder innerhalb der Messungenauigkeit des Teslameters. [15]

4.5 Studie „L/D-Verhältnis“

Der Versuch, die Koerzitivkraft durch Modifizierung des L/D-Verhältnisses zu steigern, ist nur für die antiparallelen Lagen sinnvoll. Im 1,5 T Feld wurde der Flussdichteverlust durch den aufgesetzten Sekundärmagneten mit 2,14 % etwas mehr als halbiert. Diese Differenz zum Ergebnis ohne Sekundärmagnet lag jedoch innerhalb der Messungenauigkeit. Der analoge Versuch im 3 T Hauptfeld wies mit einer Minderung um 72,9 % einen annähernd gleich großen Flussdichteverlust wie bei Exposition ohne Sekundärmagneten auf. [15]

4.6 Effekt der „Remagnetisierung“

Im Zuge der jeweils neunmal erfolgten Remagnetisierungen kam es bei 37 der 40 Halbzeuge zu einer kontinuierlichen, jedoch geringfügigen Zunahme der Flussdichte. Nur einer dieser Magnete wies nach Abschluss der Studie eine etwas kleinere Flussdichte auf als bei der initialen Messung. Alle diese Änderungen waren jedoch so gering, dass sie unter Berücksichtigung der Messungenauigkeit zu vernachlässigen waren. [15]

5 Diskussion

5.1 Artefaktbeschreibung

Art und Größe der durch Metalle verursachten Suszeptibilitätsartefakte hängen einerseits von der Anfälligkeit der verschiedenen MR-Sequenzen und andererseits von Objekteigenschaften wie Geometrie, Volumen und insbesondere der Magnetisierbarkeit ab. [17]. Die hier untersuchten Magnete und Keeper sind zwar sehr kleinvolumig, ihre Magnetisierbarkeit ist aber entsprechend ihrer Funktion maximiert. Falls sie bei einer MR-Untersuchung in situ verbleiben, verursachen sie Artefakte, deren Ausmaße die Diagnostik der Kopf-Hals-Region massiv beeinträchtigen können [13]. Für die skalierende Beschreibung solcher Suszeptibilitätsartefakte gibt es keine einheitlichen Verfahren. Aufgrund der Größe, der in Publikation 1 gefundenen Artefakte, sind verschiedentlich empfohlene deskriptive Methoden nicht geeignet [18 - 21]. Auch die klinische Relevanz der quantitativen Artefaktbestimmungen, wie sie Thomson et al. und Hug et al. [5, 22] durchführten, erscheint fraglich, da Flächen- oder Volumenangaben ohne Kenntnisse der Artefaktgeometrie kaum nutzbar sind. Auch Messungen der Durchmesser in drei Ebenen, wie sie in einer Studie von Majdani et al. durchgeführt wurden, erscheinen nicht sinnvoll, da die Auslöschungen und Verzerrungen in der Regel nicht symmetrisch sind und für den Kliniker damit der Abstand vom Objekt bis zum Rand des Artefakts nicht bestimmbar ist [23]. Um Klinikern eine Hilfestellung bei der Entscheidung zu geben, ob Dentalmagnete vor einer MRT-Untersuchung entfernt werden sollten, scheint die Angabe von Sicherheitsabständen in Zentimeterschritten vom Objekt zur in Frage stehenden Struktur bzw. Region die einfachere und zielführendere Methode zu sein. So maßen auch Todt et al. bei Untersuchungen an 3 verschiedenen Cochlea-Implantaten im 1,5 T- und 3,0 T-MRT neben den Durchmessern ebenfalls den maximalen Abstand vom Magneten zum Rand der Auslöschungszone in cm. [24]

Unsere Publikation 1 [13] zeigte, dass Geometrie, Volumina und Materialeigenschaften der von uns verwendeten Bauteile verschiedener Magnetsysteme einander so ähneln, dass keine klinisch relevanten Unterschiede zwischen den erzeugten Artefakten entstehen. Auch die unterschiedliche Stärke der beiden verwendeten MR-Hauptfelder war für die Art und Größe der Artefakte irrelevant. Lediglich durch die verschiedenen MR-Sequenzen traten deutliche Unterschiede auf. So ergaben sich in Gradientenecho-Sequenzen Signallöschungszonen mit erheblich größeren Radien. Die wesentlich kleineren Löschungszonen der Spinecho-Sequenzen waren jedoch deutlich asymmetrisch angeordnet, so dass sich der für die Publikation 1 [13] maßgebliche maximale Sicherheitsabstand bei den beiden Sequenzen um lediglich 2-3 cm unterschied [13]. Das Ziel dieser Studie war aber, das „worst case scenario“ zu bestimmen.

An die Signallöschungszone schließt sich i.d.R. eine Verzerrungszone an, die aufgrund der homogenen Flüssigkeitsfüllung und der Größe des verwendeten Phantoms nicht bestimmbar war [13]. Um in Folgestudien auch Art und Ausdehnung dieser Verzerrungszone bestimmen zu können, entwickelten wir ein im Gegensatz zu den bekannten amorphen Phantomkörpern innen mit luftgefüllten Hohlkammerplatten strukturiertes und normgerecht mit CuSO_4 -Lösung befüllbares, 30 x 30 x 40 cm großes Acrylat-Phantom. Es wurde bisher in drei Nachfolgestudien zu Suszeptibilitätsartefakten durch kieferorthopädische Apparaturen eingesetzt [17, 25, 26].

5.2 Alteration der Flussdichte

Bei Monomagnet-Attachmentsystemen wird der Sekundärmagnet vor einer MR-Untersuchung zusammen mit der Prothese exkorporiert, und es verbleibt nur ein ferromagnetischer Gegenanker („Keeper“) in situ. Dessen remanente Flussdichte wird vom MRT Feld kaum beeinflusst. Zwar konnten Hayashi et al. nach fünfzehnmaliger Exposition ferromagnetischer Keeper im 3 T MRT eine Magnetisierung von ursprünglich 0,3 mT auf 0,7 mT

erreichen; diese Veränderung war jedoch so gering, dass sie keine klinisch relevante Steigerung der Haftkraft bewirken konnte [27].

Bei Magnetattachments mit Duomagnetsystem würden die im / am Körper verbleibenden Primärmagnete dann keine Flussdichteänderung erleiden, wenn sie sich bei Annäherung an das Isozentrum des MR-Tomographen frei in dessen Hauptfeld ausrichten könnten [14]. Was aber bei Dental-Attachments unmöglich ist, setzt sich aktuell bei den Cochlea-Implantaten durch: Z.B. wird im Produkt „HiRes™ Ultra 3D“ ein freidrehbarer Magnet in der Empfangsspule verwendet [28], der sich bei Annäherung und Einfahren in das MRT entlang von B_0 ausrichten kann. Davon unbetroffen ist selbstverständlich die Artefaktauslösung, die Cass et al. in einer Kasuistik beschrieben. Leider fehlen dabei Angaben, ob die Geometrie dieser Artefakte durch die freie Beweglichkeit des Magneten verändert wird. [28].

Dass Magnete, die sich im Feld des MRT frei ausrichten konnten, nicht demagnetisiert werden, ist unabhängig von deren Expositionsdauer [14].

Bei den fest auf Wurzeln oder Implantaten verankerten Duomagneten ist im MRT regelhaft mit der Verminderung ihrer Flussdichte zu rechnen [14,15]. Dies gilt sowohl für das Zentrum des MRT als auch für dessen Eingang [15]. Ausschlaggebend für das Ausmaß dieser Verminderung ist einerseits die Ausrichtung der Primärmagnete zu B_0 und dessen Stärke, andererseits die Koerzitivkraft der Primärmagnete, die sich aus deren Legierung und Geometrie ergibt [14,15]. Zu diesem Ergebnis gelangten auch Hayashi et al. [27], die einen zylindrischen Dentalmagneten „GIGAUSS D1000“ mit einem Durchmesser von 4.9 mm und einer Höhe von 1.3 mm bis zu 15-mal für 10 Sekunden im 0° - und 90° -Winkel dem Feld eines 3 T-MRT aussetzten. Der 0° -Winkel entsprach der von uns untersuchten „Glabella-Ausrichtung“, der 90° -Winkel unserer Ausrichtung „parallel zu B_0 “. In der 90° -Position kam es, wie auch bei unseren Untersuchungen, zu keiner Reduktion der Flussdichte. Bei den Expositionen in 0° Position fand Hayashi eine zunehmende Reduktion der Flussdichte auf bis zu 60 % des ursprünglichen Wertes. Interessant hierbei war, dass diese Reduktion erst nach der dritten Exposition erreicht wurde und nicht, wie von uns angenommen, eine einmalige Exposition dafür ausreicht. Möglicherweise spielt hier die spezielle Bauart des von Hayashi untersuchten japanischen Produktes eine Rolle: Ein mit Hilfe eines miniaturisierten Eisenjoches geschlossenes Feld bei diametraler Magnetisierung.

Die drei Positionen mit der in unserer Arbeit größten gefundenen Demagnetisierung „Antiparallel zu B_0 “, „Antiparallel zu B_0 45° inkliniert“ und „Antiparallel zu B_0 45° dekliniert“ wurden nicht von Hayashi untersucht, obwohl gerade „antiparallel“ eine typische Position eines Primärmagneten im Oberkiefer bei einer Kopfuntersuchung darstellt, sofern der Nordpol an der Stimfläche der Primärmagneten liegt. Auch Majdani et al. fanden heraus, dass bei einem Winkel um 90° zu B_0 die initiale Demagnetisierung in der ersten Exposition stattfindet und weitere Expositionen nur geringfügigere Entmagnetisierung verursachen. Jedoch reicht bei Antiparallelität eine einmalige Exposition aus, um eine sofortige komplette Demagnetisierung zu erreichen [29].

17 der insgesamt 60 Magnete der Studie „MR Festigkeit 1“ drehten sich in antiparalleler Ausrichtung bei 3 T [14]. Bei einer intakten Verankerung des Primärmagneten und Keeper auf einem Zahn oder Implantat reichen die durch das 3 T Feld erzeugten Rotations- und Translationskräfte bei weitem nicht aus, Primärmagnete und Attachments zu lösen. Um eine erneute Rotation der Proben für die „MR Festigkeit 2“ Untersuchung auszuschließen, wurde eine neue Halterung verwendet [15].

Bei der Untersuchung der SmCo-Magnete mit höherer Koerzitivkraft „MR Festigkeit 2“, fand sich die stärkste Reduktion der Flussdichte nicht wie von uns erwartet, bei antiparalleler Ausrichtung, sondern bei simulierter 45° Inklinatation und Deklinatation zu B_0 [15]. Eine mögliche Ursache dieses Effektes könnten zusätzliche Spulen innerhalb des Tomographen sein. In der Literatur fanden wir keine ähnliche Studie mit diesen beiden klinisch durchaus relevanten Kopfhaltungen.

In unserer Publikation 3 [15] konnte gezeigt werden, dass mit Hilfe einer Vergrößerung des Volumens durch Aufsetzen eines Sekundärmagneten auf den zu exponierenden Primärmagneten bei antiparalleler Lage im 1,5 T-MRT eine komplette Gegenfeld-Festigkeit erzeugt werden konnte. Dies beruht darauf, dass bei Verdoppelung der Höhe und gleichbleibendem Durchmesser neue Kenndaten entstehen. Die Entmagnetisierungskurve verschiebt sich nach links oben im Koordinatensystem. Dieser Effekt ist am Patienten jedoch nicht nutzbar, da sich eine sichere Fixation der temporär aufgesetzten Sekundärmagnete gegen Torsions- und Translationskräfte im Hauptfeld nur schwer realisieren lässt. Ungesichert aber werden die Zusatzmagnete bei Annäherung an das Portal sofort abgerissen.

Im 3 T MRT konnte infolge der Höhen-Verdoppelung keine bessere Gegenfeldfestigkeit beobachtet werden [15].

Die konkreten Daten zu den Koerzitivfeldern H_{cB} und H_{cJ} lagen uns nur für die in der MR-Festigkeitsstudie 2 geprüften Magnete vor. Diese Daten wurden uns von den Herstellern der in der ersten Studie exponierten Magnete nicht bekannt gegeben. Deshalb kann hier keine Korrelation zwischen dieser physikalischen Größe und der grundsätzlichen MR-Eignung aller prothetisch genutzten Produkte hergestellt werden.

5.3 Remagnetisierungseffekt

Magnete, deren Flussdichte durch Exposition im MRT vermindert oder deren gesamtes Feld sogar umgepolt wurde, können mit einer handelsüblichen und starken Magnetisiervorrichtung wieder in ihren ursprünglichen Zustand remagnetisiert werden. Hierbei spielt die Anzahl der Magnetisierzyklen und die Ausgangsflussdichte keine Rolle [15]. Der Versuch von Majdani et al., Cochlea-Implantate, die zuvor im 3 T-MRT demagnetisiert wurden, im selben Gerät bei entsprechend geänderter Lage wieder zu remagnetisieren, schlug fehl: Durch dieses Manöver konnten maximal 10,7 % der ursprünglichen Flussdichte wiederhergestellt werden [29]. Dies zeigt, dass zur Remagnetisierung ein ausreichend starkes Feld z.B. eines Impulsmagnetisierers nötig ist.

5.4 Limitation dieser Studie

Für die Untersuchung der Artefaktradien [13] konnte die Position der Proben nur extrapoliert werden, da die Proben selbst innerhalb der Auslöschungszone nicht sichtbar waren. Zudem enthielt das Tool zur Vermessung der Auslöschungszone keine stufenlose Messung, so dass ein Fehler von unter 2 mm toleriert werden musste. [13]. Das für Folgeuntersuchungen selbst entwickelte, strukturierte Phantom ermöglichte eine genauere Bestimmung der Probenposition und der Auslöschungszone [17, 25, 26].

Für MRT-Untersuchungen gibt es eine Vielzahl möglichen Sequenzen und einstellbarer Parameter [30]. Deren vollständige Prüfung auf ihre Artefaktanfälligkeit würde den Rahmen dieser Arbeit bei weitem sprengen. Es wurden daher nur die drei gängigsten Sequenzen mit festgelegten Parametern genutzt. Eine Übertragung der Ergebnisse auf andere Sequenzen und Parameter ist nicht ohne weiteres möglich.

Alle Untersuchungen fanden an Magnet-Resonanz-Tomographen mit Feldstärken von 1,5 T und 3 T statt, die als Standardgeräte für Hochfeld-MRT angesehen werden [31]. Seit 2017 gibt es eine klinische Zulassung für 7 T-Geräte [32], und zu Forschungszwecken sind bereits Tomographen mit Hauptfeldstärken von 9,4 und 14,1 T im Einsatz [33]. Die in dieser Arbeit gewonnenen Ergebnisse lassen sich nicht ohne weiteres auf Geräte mit derart hohen Feldstärken anwenden.

5.5 Schlussfolgerung

Derzeit zur Verankerung von zahnärztlichen Prothesen und Epithesen verwendete ferromagnetische Legierungen erzeugen bei 1,5 und 3 T im flüssigkeitsgefüllten, amorphen Phantom ausgedehnte Signallöschungszonen. Deren Radien betragen bei Spinecho- und Gradientenecho-Sequenzen zwischen 7 und 10 cm vom Artefakt verursachenden Objekt aus. Ob ferromagnetische Attachments vor einer MRT Untersuchung entfernt werden müssen, hängt vom Abstand der zu untersuchenden Region zum Attachment ab. Hierbei sollten sicherheitshalber die größten hier ermittelten Werte herangezogen werden. Die an die Auslöschungszone angrenzenden Verzerrungen und Signalanhebungen wurde in einer Folgestudie mittels eines strukturierten Phantoms an kieferorthopädischen Produkten untersucht [17].

Verbleiben Primärmagnete von Duomagnetsystemen während einer MRT-Untersuchung in situ, kann es, neben einer Artefaktbildung, zu ihrer Demagnetisierung kommen, die von einer leichten Verminderung der Haftkraft bis zur vollständigen Insuffizienz der zugehörigen Zahnprothese oder Epithese reicht. Der Grad der Schädigung der Primärmagnete ist abhängig von der Lage der Magnete im Hauptfeld des MRT, der Legierung sowie der Feldstärke des MRT. Sie sollten daher vor einer MRT Untersuchung durch einen Zahnarzt entfernt oder der Patient über eine mögliche Schädigung aufgeklärt werden.

Die SmCo-Magnete mit gesteigerter Koerzitivkraft widerstehen einer Demagnetisierung im 1,5 T MRT in fast allen Positionen und können daher bedenkenlos in situ verbleiben. Im 3 T MRT kann es aber auch bei diesen Magneten zu einer deutlichen Kraftverminderung kommen, die auch durch eine klinisch denkbare Lageänderung des Kopfes nicht reduziert und in bestimmten Positionen sogar zur Umpolung und damit zur Protheseninsuffizienz führen kann. Daher sollten auch die hier untersuchten verbesserten Primärmagnete vor einer 3 T MR-Untersuchung entfernt bzw. der Patient über die Folgen entsprechend aufgeklärt werden.

Ursprünglich als Notlösung, für versehentlich während einer MRT in situ belassene Magnete gedacht, hat sich die routinemäßige Remagnetisierung als einfache und wirkungsvolle Maßnahme herausgestellt: Die Feldstärke der nach MRT geschädigten Minimagnete ließ sich durch ein ausreichend starkes Impulsmagnetisiergerät wieder vollständig herstellen. Da es sich bei Dentalmagneten jedoch um ein Medizinprodukt handelt, muss eine etwaige Remagnetisierung und Wiederinverkehrbringung unter den jeweiligen gesetzlichen Auflagen erfolgen.

5.6 Empfehlung

Hinsichtlich ihrer Funktionalität können Dentalmagnete bei MR-Untersuchungen in situ verbleiben, sofern sie bei ggf. auftretenden, spürbaren oder messbaren Schädigungen sachgerecht und zerstörungsfrei entnommen werden können. Die durch ein starkes Hauptfeld verursachten Flussdichte-Änderungen sind reversibel, die Attachments können durch den Hersteller remagnetisiert werden können. Die ferromagnetischen Gegenanker bleiben in jedem Falle unbeeinflusst.

Unvermeidbar sind jedoch die gleichgroßen Artefakte um Magnete und auch Gegenanker, welche, sequenzabhängig, die Diagnostik verschiedenster Strukturen in einem Radius von bis zu 10 cm unmöglich machen. Bei den hoch artefaktanfälligen diffusionsgewichteten Sequenzen, welche bei Schädeluntersuchungen recht häufig angewendet werden, betrifft die Artefaktbildung um solche stark magnetisierbaren Objekte die gesamte Kopf-Hals-Region.

6 Literaturverzeichnis

1. Nencioni M, Asti E, Saino G, Bona D, Pallotta S, Laface L, Bonavina L. Sfintere esofageo magnetico nel trattamento della malattia da reflusso gastroesofageo: risultati di uno studio prospettico [Magnetic oesophageal sphincter for the treatment of gastro-oesophageal reflux disease: results of a prospective clinical trial]. *Chir Ital.* 2009 Mar-Apr;61(2):187-92.
2. Hilgers FJ, Ackerstaff AH, Balm AJ, Van den Brekel MW, Bing Tan I, Persson JO. A new problem-solving indwelling voice prosthesis, eliminating the need for frequent Candida- and "underpressure"-related replacements: Provox ActiValve. *Acta Otolaryngol.* 2003 Oct;123(8):972-9.
3. Blankenstein F. (Hrsg.) *Magnete in der Zahnmedizin.* Rottweil, flohr; 2001.
4. Buchli R, Boesiger P, Meier D. Heating effects of metallic implants by MRI examinations. *Magn Reson Med.* 1988 Jul;7(3):255-61
5. Hug J, Nagel E, Bornstedt A, Schnackenburg B, Oswald H, Fleck E. Coronary arterial stents: safety and artifacts during MR imaging. *Radiology.* 2000 Sep;216(3):781-7.
6. Regier M, Kemper J, Kaul MG, Feddersen M, Adam G, Kahl-Nieke B, Klocke A. Radiofrequency-induced heating near fixed orthodontic appliances in high field MRI systems at 3.0 Tesla. *J Orofac Orthop.* 2009 Nov;70(6):485-94.
7. Shellock FG, Shellock VJ. Metallic stents: evaluation of MR imaging safety. *AJR Am J Roentgenol.* 1999 Sep;173(3):543-7.
8. Yassi K, Ziane F, Bardinat E, Moinard M, Veyret B, Chateil JF. Evaluation des risques d'échauffement et de déplacement des appareils orthodontiques en imagerie par résonance magnétique [Evaluation of the risk of overheating and displacement of orthodontic devices in magnetic resonance imaging]. *J Radiol.* 2007 Feb;88(2):263-8.
9. Fiala TG, Paige KT, Davis TL, Campbell TA, Rosen BR, Yaremchuk MJ. Comparison of artifact from craniomaxillofacial internal fixation devices: magnetic resonance imaging. *Plast Reconstr Surg.* 1994 Apr;93(4):725-31
10. Miyata K, Hasegawa M, Abe Y, Tabuchi T, Namiki T, Ishigami T. Radiofrequency heating and magnetically induced displacement of dental magnetic attachments during 3.0 T MRI. *Dentomaxillofac Radiol.* 2012 Dec;41(8):668-74.
11. Sfondrini MF, Preda L, Calliada F, Carbone L, Lungarotti L, Bernardinelli L, Gandini P, Scribante A. Magnetic Resonance Imaging and Its Effects on Metallic Brackets and Wires: Does It Alter the Temperature and Bonding Efficacy of Orthodontic Devices? *Materials (Basel).* 2019 Nov 30;12(23):3971.
12. Omatsu M, Obata T, Minowa K, Yokosawa K, Inagaki E, Ishizaka K, Shibayama K, Yamamoto T. Magnetic displacement force and torque on dental keepers in the static magnetic field of an MR scanner. *J Magn Reson Imaging.* 2014 Dec;40(6):1481-6.
13. Blankenstein F, Truong B, Thomas A, Schröder R, Naumann M.: Signallösung im MRT-Bild, verursacht durch intraoral verankerte dentale Magnetwerkstoffe [Signal Loss in Magnetic Resonance Imaging Caused by Intraoral Anchored Dental Magnetic Materials] *Fortschr Röntgenstr (RoFo)* 2006; 178: 787-793.

14. Blankenstein F, Truong B, Thomas A, Boeckler A, Peroz I: Beeinflussung der Flussdichte intraoraler Dentalmagnete im 1,5 und 3 Tesla-MRT. [Influence on Flux Density of Intraoral Dental Magnets During 1.5 and 3 Tesla MRI] *Fortschr Röntgenstr (Rofo)* 2011; 183: 727-734.
15. Truong BT, Blankenstein FH: Flussdichteänderungen prothetischer/epithetischer SmCo-Magnete mit hoher Koerzitivkraft im 1,5- und 3 T-MRT [Alteration of flux density of highly coercive SmCo magnets used in prosthodontics and epithetic care in the 1.5 and 3 Tesla MRI]. *Der Radiologe* 2019; 59(10) 2019, 912-919
16. Oellinger H, Wendt O, Siewert C, Park C, Dorsch M, Lüth TC, Felix R, Boenick U (1998) Effekte von para- und diamagnetischen Materialien in einem 1,5-Tesla-Hochfeld-Magnetresonanztomographen (MRT) *Biomed Technik* 43; 281-286
17. Blankenstein F, Truong BT, Thomas A, Thieme N, Zachriat C. Predictability of magnetic susceptibility artifacts from metallic orthodontic appliances in magnetic resonance imaging. *J Orofac Orthop.* 2015 Jan;76(1):14-29.
18. Teitelbaum GP, Ortega HV, Vinitski S, Stern H, Tsuruda JS, Mitchell DG, Rifkin MD, Bradley WG Jr. Low-artifact intravascular devices: MR imaging evaluation. *Radiology.* 1988 Sep;168(3):713-9.
19. Edwards MB, Taylor KM, Shellock FG. Prosthetic heart valves: evaluation of magnetic field interactions, heating, and artifacts at 1.5 T. *J Magn Reson Imaging.* 2000 Aug;12(2):363-9.
20. Fellner C, Behr M, Fellner F, Held P, Handel G, Feuerbach S. Artefakte durch Dentallegierungen in der MR-Bildgebung des Temporomandibulargelenks: eine Phantommodellstudie bei 1,5T [Artifacts in MR imaging of the temporomandibular joint caused by dental alloys: a phantom model study at T1.5]. *Rofo.* 1997 May;166(5):421-8.
21. Klemm T, Duda S, Machann J, Seekamp-Rahn K, Schnieder L, Claussen CD, Schick F. MR imaging in the presence of vascular stents: A systematic assessment of artifacts for various stent orientations, sequence types, and field strengths. *J Magn Reson Imaging.* 2000 Oct;12(4):606-15.
22. Thomsen M, Schneider U, Breusch SJ, Hansmann J, Freund M. Artefakte und Ferromagnetismus von Metallegierungen in der Kernspintomographie. Eine experimentelle Studie [Artefacts and ferromagnetism dependent on different metal alloys in magnetic resonance imaging. An experimental study]. *Orthopade.* 2001 Aug;30(8):540-4.
23. Majdani O, Rau TS, Götz F, Zimmerling M, Lenarz M, Lenarz T, Labadie R, Leinung M. Artifacts caused by cochlear implants with non-removable magnets in 3T MRI: phantom and cadaveric studies. *Eur Arch Otorhinolaryngol.* 2009 Dec;266(12):1885-90.
24. Todt I, Guerkov R, Gehl HB, Sudhoff H. Comparison of Cochlear Implant Magnets and Their MRI Artifact Size. *Biomed Res Int.* 2020 Jan 10;2020:5086291.
25. Zachriat C, Asbach P, Blankenstein KI, Peroz I, Blankenstein FH. MRI with intraoral orthodontic appliance-a comparative in vitro and in vivo study of image artefacts at 1.5 T. *Dentomaxillofac Radiol.* 2015;44(6):20140416.
26. Blankenstein FH, Asbach P, Beuer F, Glienke J, Mayer S, Zachriat C. Magnetic permeability as a predictor of the artefact size caused by orthodontic appliances at 1.5 T magnetic resonance imaging. *Clin Oral Investig.* 2017 Jan;21(1):281-289.
27. Hayashi N, Ogura A, Tsuchihashi T, Takahashi D, Matsuda T, Seino S, Doi T. Magnetization and demagnetization of magnetic dental attachments in a 3-T MRI system. *Radiol Phys Technol.* 2017 Sep;10(3):294-300.

28. Cass ND, Honce JM, O'Dell AL, Gubbels SP. First MRI With New Cochlear Implant With Rotatable Internal Magnet System and Proposal for Standardization of Reporting Magnet-Related Artifact Size. *Otol Neurotol*. 2019 Aug;40(7):883-891.
29. Majdani O, Leinung M, Rau T, Akbarian A, Zimmerling M, Lenarz M, Lenarz T, Labadie R. Demagnetization of cochlear implants and temperature changes in 3.0T MRI environment. *Otolaryngol Head Neck Surg*. 2008 Dec;139(6):833-9.
30. Nitz WR. MRT-Guide für MTRA/RT. 1. Auflage Thieme Verlagsgruppe; 2012
31. Speck O. Ultrahochfeld-MRT: Teures Spielzeug oder wertvolles Werkzeug? 2015. <https://healthcare-in-europe.com/de/news/ultrahochfeld-mrt-teures-spielzeug-oder-wertvolles-werkzeug.html>. Accessed February 17, 2021
32. FAU. Klinische Zulassung für 7-Tesla Hochfeld-MR-Bildgebung. 2017. <https://healthcare-in-europe.com/de/news/ultrahochfeld-mrt-teures-spielzeug-oder-wertvolles-werkzeug.html>. Accessed February 17, 2021
33. Buckenmaier K, Gunamony S, Chadzynski G, Hoffmann J, Pohmann R, Scheffler K. Magnetresonanztomografie bei ultrahohen Feldstärken. 2013. https://www.mpg.de/7714767/jb_2013. Accessed February 17, 2021

7 Eidesstattliche Versicherung und ausführliche Anteilserklärung

7.1 Eidesstattliche Versicherung

Ich, Buu Tai Truong, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema:

„Prothetische/Epithetische Magnetattachments im MRT:
Artefakte der Bildgebung und Beeinflussung der Magnetkraft“

„Prosthetic/epithetic magnetic attachments on MRI:
Imaging artifacts and influence of magnetic force“

selbstständig und ohne nicht offengelegte Hilfe Dritter verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel genutzt habe.

Alle Stellen, die wörtlich oder dem Sinne nach auf Publikationen oder Vorträgen anderer Autoren/innen beruhen, sind als solche in korrekter Zitierung kenntlich gemacht. Die Abschnitte zu Methodik (insbesondere praktische Arbeiten, Laborbestimmungen, statistische Aufarbeitung) und Resultaten (insbesondere Abbildungen, Graphiken und Tabellen) werden von mir verantwortet.

Ich versichere ferner, dass ich die in Zusammenarbeit mit anderen Personen generierten Daten, Datenauswertungen und Schlussfolgerungen korrekt gekennzeichnet und meinen eigenen Beitrag sowie die Beiträge anderer Personen korrekt kenntlich gemacht habe (siehe Anteilserklärung). Texte oder Textteile, die gemeinsam mit anderen erstellt oder verwendet wurden, habe ich korrekt kenntlich gemacht.

Meine Anteile an den ausgewählten Publikationen zu dieser Dissertation entsprechen denen, die in der untenstehenden gemeinsamen Erklärung mit dem/der Erstbetreuer/in, angegeben sind. Für sämtliche im Rahmen der Dissertation entstandenen Publikationen wurden die Richtlinien des ICMJE (International Committee of Medical Journal Editors; www.icmje.org) zur Autorenschaft eingehalten. Ich erkläre ferner, dass ich mich zur Einhaltung der Satzung der Charité – Universitätsmedizin Berlin zur Sicherung Guter Wissenschaftlicher Praxis verpflichte.

Weiterhin versichere ich, dass ich diese Dissertation weder in gleicher noch in ähnlicher Form bereits an einer anderen Fakultät eingereicht habe.

Die Bedeutung dieser eidesstattlichen Versicherung und die strafrechtlichen Folgen einer unwahren eidesstattlichen Versicherung (§§156, 161 des Strafgesetzbuches) sind mir bekannt und bewusst.“

Datum

Unterschrift

7.2 Anteilserklärung an den erfolgten Publikationen

Buu Tai Truong hatte folgenden Anteil an den drei aufgeführten Publikationen:

Publikation 1:

Blankenstein F, Truong B, Thomas A, Schröder R, Naumann M.: Signallöschung im MRT-Bild, verursacht durch intraoral verankerte dentale Magnetwerkstoffe [Signal Loss in Magnetic Resonance Imaging Caused by Intraoral Anchored Dental Magnetic Materials] Fortschr Röntgenstr (RoFo) 2006; 178: 787-793.

Beitrag im Einzelnen:

- Literaturrecherche und Auswertung
- Probandenaquise (Eigenanteil 100%) und Anfertigung der MRT-Bilder gemeinsam mit Erst- und Drittautor (Radiologie) (Eigenanteil 30%) zur Darstellung der klinischen Relevanz. (Abb. 1 und 2)
- Anfertigung des MRT-Bildmaterials zur Signallöschung gemeinsam mit Erst- und Drittautor (Radiologie) (Eigenanteil 30%), (Abbildung 5,6,7)
- Auswertung des MRT-Bildmaterials gemeinsam mit Erstautor (Betreuer)
- Erarbeitung des Protokolls zur Ausmessung der Artefaktradien (Eigenanteil 100%)
- digitale Ausmessung der Artefaktradien (Eigenanteil 100%) (Tabelle 4 und 5)
- Interpretation der Ergebnisse gemeinsam mit Erstautor (Betreuer)
- Korrekturlesen des Manuskriptes

Publikation 2:

Blankenstein F, Truong B, Thomas A, Boeckler A, Peroz I: Beeinflussung der Flussdichte intraoraler Dentalmagnete im 1,5 und 3 Tesla-MRT. [Influence on Flux Density of Intraoral Dental Magnets During 1.5 and 3 Tesla MRI] Fortschr Röntgenstr (Rofo) 2011; 183: 727-734.

Beitrag im Einzelnen:

- Konzeption der Studie zusammen mit Erstautor (Betreuer)
- Weiterführende Literaturrecherche
- Durchführung der Experimente am MRT gemeinsam mit Erstautor und Drittautor (Radiologie) (Eigenanteil 30%)
- Messung der Flussdichte aller Proben vor und nach Exposition im MRT (Eigenanteil 100%)
- Erstellen und Aufbereitung der Daten für die statistische Auswertung mit SPSS (Eigenanteil 70%).
- Statistische Auswertung und Interpretation der Daten (Eigenanteil 70%). Daraus entstanden die Grafiken 1-7
- Erstellung der Grafiken 1-7 (Eigenanteil 100 %)
- Korrekturlesen des Manuskriptes

Publikation 3:

Truong BT, Blankenstein FH: Flussdichteänderungen prothetischer/epithetischer SmCo-Magnete mit hoher Koerzitivkraft im 1,5- und 3-T-MRT [Alteration of flux density of highly coercive SmCo magnets used in prosthodontics and epithetic care in the 1.5 and 3 Tesla MRI]. Der Radiologe 2019; 59(10): 912-919

Beitrag im Einzelnen:

- Konzeption der Studie gemeinsam mit Letztautor (Betreuer)
- Weiterführende Literaturrecherche

- Entwicklung des Versuchsaufbaus gemeinsam mit Letztautor (Betreuer)
- Durchführung aller Experimente am MRT: Platzieren und Ausrichten aller Proben im MRT, Messung der Flusssichten aller Proben (Eigenanteil 100%).
- Erstellen und Aufbereitung der Daten für die statistische Auswertung (Eigenanteil 70%)
- Statistische Auswertung und Interpretation der Daten (Eigenanteil 70%), daraus entstanden Tabelle 2 und 3 sowie Abbildung 4 und 5
- Erstellung der Tabellen 2 und 3 und der Grafiken 4 und 5
- Erstellung der Kapitel Material und Methode, Ergebnisse, Diskussion und Fazit für die Praxis
- Überarbeitung des Manuskriptes

Unterschrift, Datum und Stempel des betreuenden Hochschullehrers

Unterschrift des Doktoranden

8 Druckexemplare der ausgewählten Publikationen

Lizenznummer der Publikation 1: RöFo 2006: doi: 10.1055/s-2006-926817.

Lizenznummer der Publikation 2: RöFo 2011: doi: 10.1055/s-0031-1273424.

Lizenznummer der Publikation 3: Radiologe 2019: doi: 10.1007/s00117-019-0563-0.

Blankenstein F, Truong B, Thomas A, Schröder R, Naumann M.: Signallöschung im MRT-Bild, verursacht durch intraoral verankerte dentale Magnetwerkstoffe [Signal Loss in Magnetic Resonance Imaging Caused by Intraoral Anchored Dental Magnetic Materials] Fortschr Röntgenstr (RoFo) 2006; 178: 787-793.

<https://doi.org/10.1055/s-2006-926817>

Blankenstein F, Truong B, Thomas A, Boeckler A, Peroz I: Beeinflussung der Flussdichte intraoraler Dentalmagnete im 1,5 und 3 Tesla-MRT. [Influence on Flux Density of Intraoral Dental Magnets During 1.5 and 3 Tesla MRI] Fortschr Röntgenstr (Rofo) 2011; 183: 727-734.

<https://doi.org/10.1055/s-0031-1273424>

Truong BT, Blankenstein FH: Flussdichteänderungen prothetischer/epithetischer SmCo-Magnete mit hoher Koerzitivkraft im 1,5- und 3 T-MRT [Alteration of flux density of highly coercive SmCo magnets used in prosthodontics and epithetic care in the 1.5 and 3 Tesla MRI]. Der Radiologe 2019; 59(10) 2019, 912-919

<https://doi.org/10.1007/s00117-019-0563-0>

9 Curriculum Vitae

Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht.

10 Komplette Publikationsliste

Blankenstein F, Truong B, Thomas A, Schröder R, Naumann M.: Signallöschung im MRT-Bild, verursacht durch intraoral verankerte dentale Magnetwerkstoffe [Signal Loss in Magnetic Resonance Imaging Caused by Intraoral Anchored Dental Magnetic Materials] Fortschr Röntgenstr (RoFo) 2006; 178: 787-793.

Blankenstein F, Truong B, Thomas A: Wechselwirkungen zwischen intraoralen Magnetwerkstoffen und MRT: Artefaktbildung. Zahn Prax 2007; 10: 165

Blankenstein F, Truong B, Thomas A, Boeckler A, Peroz I: Beeinflussung der Flussdichte intraoraler Dentalmagnete im 1,5 und 3 Tesla-MRT. [Influence on Flux Density of Intraoral Dental Magnets During 1.5 and 3 Tesla MRI] Fortschr Röntgenstr (Rofo) 2011; 183: 727-734.

Blankenstein F, Truong BT, Thomas A, Thieme N, Zachriat C. Predictability of magnetic susceptibility artifacts from metallic orthodontic appliances in magnetic resonance imaging. J Orofac Orthop. 2015; 76 (1):14-29.

Truong BT, Blankenstein FH: Flussdichteänderungen prothetischer/epithetischer SmCo-Magnete mit hoher Koerzitivkraft im 1,5- und 3-T-MRT [Alteration of flux density of highly coercive SmCo magnets used in prosthodontics and epithetic care in the 1.5 and 3 Tesla MRI]. Der Radiologe 2019; 59(10) 2019, 912-919

11 Danksagung

Herrn Professor M. Naumann danke ich für die Übernahme der Betreuung dieser Arbeit.

Herrn OA Dr. F. Blankenstein danke ich für die freundliche Überlassung des Themas und die umfangreiche und zeitintensive Betreuung. Darüber hinaus möchte ich Ihnen einen besonderen Dank aussprechen, für Ihre stets offene, freundliche Art und Ihre unermüdliche Motivation und Hartnäckigkeit. Trotz aller Widrigkeiten haben Sie irgendwie geschafft, dass ich diese Dissertation abgeschlossen habe, oder wie Sie es sagen würden: "Danke dem Reserveleutnant Dr. Blankenstein, dass er mich zuletzt unter Androhung militärischer Mittel zur Niederschrift zwang".

Herrn A. Thomas möchte ich für die freundliche und kompetente Unterstützung am MRT, die Anfertigung der MRT-Bilder und die Hilfe bei Fragen zur Kernspintomographie danken.

Herrn Dr. D. Kaufmann danke ich ebenfalls für die freundliche Unterstützung am MRT.

Frau Dr. I. Küchler, Herrn PD Dr. W. Hopfenmüller und Herrn Dr. U. Gauger möchte ich für die freundliche Beratung, sowie die kompetente Hilfe bei den statistischen Auswertungen danken.

Danke Rainer, Anita, Felix und Verena, dass ihr da seid, wenn ich euch brauche.

Danke Phuong für deine Hilfe in allen Lebenslagen.

Danke Oma für alles, was Du für mich getan hast.