

Aus dem
CharitéCentrum 03 - Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
Institut für Zahnärztliche Prothetik, Alterszahnmedizin und Funktionslehre
Direktor: Univ.- Prof. Dr. med. dent. Florian Beuer, MME

HABILITATIONSSCHRIFT

Interaktionen zwischen MR-Bildgebung und zahnärztlich - kieferchirurgischen Metallobjekten aus werkstoffkundlicher Sicht

zur Erlangung der Lehrbefähigung für das Fach
Zahnärztliche Prothetik, Alterszahnmedizin und Funktionslehre

vorgelegt dem Fakultätsrat der Medizinischen Fakultät
Charité - Universitätsmedizin Berlin

von
Dr. med. Felix H. Blankenstein

Berlin, am 13. Mai 2024

Dekan: Prof. Dr. med. Joachim Spranger

Meiner Mutter Ilse Blankenstein
gewidmet, die von meiner 45 Jahre währenden
Universitätslaufbahn nur die Zulassung zum Studium erleben durfte.

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungen	4
1. EINLEITUNG	5
1.1 Die erschwerte Implantat-Recherche intraoraler Metall-Produkte vor MRT	6
1.2 Magnetische Kenndaten zahnärztlich/kieferchirurgisch genutzter Legierungen	8
1.3 MR-Sicherheit metallischer Objekte aus Zahnmedizin und Kieferchirurgie	11
1.3.1 Kraftwirkung	12
1.3.2 Temperatursteigerung	15
1.3.3 Korrosion	16
1.4 MR-Kompatibilität metallischer Objekte aus Zahnmedizin und Kieferchirurgie	18
1.5 Der Spezialfall: prothetisch / epithetisch genutzte Haftmagnete in der MRT	20
2. FRAGESTELLUNGEN	22
3. EIGENE ARBEITEN	23
3.1 Dentalmetall im MRT - Kenntnis, Risikobewertung und Informationsbedarf der Radiologen ...	23
3.2 Die magnetische Permeabilität als ein Prädiktor der Artefaktausdehnung im 1,5 T - MRT	30
3.3 Präzision, Richtigkeit, Reliabilität der Permeabilitätsmessung metallischer Kleinstobjekte	40
3.4 Artefakte durch zahnärztliche Magnetattachments im MRT – eine Phantomstudie	52
3.5 MR-Festigkeit höher koerzitiver SmCo-Magnete im 1,5 und 3 Tesla-Hauptfeld	60
4. DISKUSSION	68
4.1 Umfrage zum Wissensstand / Die Fachliteratur als Informationsquelle	68
4.2 μ_r -Bestimmung im Klinikalltag – qualitativ, semi- oder vollquantitativ?	72
4.3 Stabilität der Eigenfelder medizinischer Magnetattachments im MR-Hauptfeld	76
5. SCHLUSSFOLGERUNGEN UND AUSBLICK	78
6. ZUSAMMENFASSUNG	80
7. VOTUM DER ETHIK-KOMMISSION	84
8. LITERATUR UND QUELLEN-NACHWEISE	85
9. DANKSAGUNG	95

Abkürzungen und Formelzeichen

Die Formelzeichen chemischer Elemente sind hier nicht aufgeführt

AISI	American Iron and Steel Institute (US-Amerikanische Stahl-Normung)
ASTM	American Society for Testing and Materials
B ₀	Hauptfeld des Tomographen, entlang der Hauptachse (Z-Achse) ausgerichtet
B ₁	Hochfrequenz-Wechselfeld, senkrecht zu B ₀
EN	European Standards
δ (delta)	Standardeindringtiefe von Wirbelströmen [mm]
HF	Hochfrequenz
H _c	Koerzitivfeldstärke [kA/m]
EPI	Echo Planar Imaging (spezielle MR-Sequenz)
GRE	Gradientenecho (spezielle MR-Sequenz)
H/D-Verhältnis	Höhen-Durchmesser-Verhältnis
MARS	Metal artifact reduction sequence (spezielle MR-Sequenz)
μ_r (μ_{relativ})	relative magnetische Permeabilität [dimensionslos]
MDR / MPG	Medical Device Regulation / Europäisches Medizinproduktegesetz
MKG	Mund-, Kiefer und Gesicht
MTRA	medizinisch-technischer Radiologieassistent
MRT / MR	Magnetresonanz-Tomographie (ebenso MR-Tomograph und MR-Tomogramm)
O-MAR	Orthopedics Metal Artifact Reduction (spezielle MR-Sequenz)
PETRA	Pointwise-Encoding Time reduction with Radial Acquisition (spezielle MR-Sequenz)
PMMA	Polymethyl-Methacrylat
RF	Radiofrequenz
ROI	Region of interest
SAR	Spezifische Absorptionsrate
SDB	Sicherheitsdatenblatt
SDS	safety data sheet (Sicherheitsdatenblatt)
SE	Spinecho (spezielle MR-Sequenz)
SEMAC	Slice-Encoding Metal Artifact Correction (spezielle MR-Sequenz)
σ (sigma)	Elektrische Leitfähigkeit [S/m]
SNR	Signal-to-Noise-Ratio
TSE	Turbospin-Echo (spezielle MR-Sequenz)
χ (Chi)	magnetische Suszeptibilität [dimensionslos]
VAT	View-Angle Tilting (spezielle MR-Sequenz)
WBO	Weiterbildungsordnung
WS	Wirbelstrom

Aus Gründen der besseren Lesbarkeit wird in dieser Arbeit auf die gleichzeitige Verwendung der Sprachformen männlich, weiblich und divers (m/w/d) verzichtet. Sämtliche Personenbezeichnungen gelten gleichermaßen für alle Geschlechter.

1. EINLEITUNG

Der Autor dieser Schrift ist kein Radiologe. Er wurde jedoch nach einer ersten Publikation zum Themenkreis Dentalmetalle im MRT [Blankenstein 2006] von Radiologen dazu ermuntert, die ihnen zumeist fremden werkstoffkundlichen Aspekte solcher Metall-Implantate und der darauf basierenden Wechselwirkungen mit dem MRT weiter zu bearbeiten. Denn in der Regel fehlen für die meisten intraoral oder direkt am Schädelknochen befestigten zahnärztlichen und kieferchirurgischen Objekte belastbare Daten zur MR-Kompatibilität, auf deren Basis ggf. die Entscheidung zwischen Verbleib oder Entfernung der Materialien vor der MR-Bildgebung zu treffen wäre.

Für den Fall ihrer Nicht-Entfernbarkeit können einige Parameter der MR-Standardsequenzen zur Artefakt-Reduktion modifiziert werden: Z. B. Verkürzung der Echozeit, Vergrößerung der Bandbreite und der Matrixgröße, Verringerung der Voxelgröße. Auf dieser Optimierung basieren einige unter Akronymen bzw. Apronymen wie VAT, SEMAC, O-MAR, MARS und PETRA bekannte Artefakt reduzierende Sequenzen [Peschke 2021]. Diesen Methoden sind dann Grenzen gesetzt, wenn für eine deutliche Artefakt-Verminderung eine schlechtere Bildqualität in Kauf genommen werden muss [Hilgenfeld 2017].

Das Ziel dieser Arbeit ist es jedoch ausdrücklich nicht, die Auswahl geeigneter MR-Sequenzen oder deren Modifikation zu diskutieren. Dies bleibt das ureigene Handwerkszeug der Radiologen, MTRA und Medizintechnik-Ingenieure. Die vorliegende Arbeit möchte die interdisziplinäre Zusammenarbeit zwischen den zahnärztlichen bzw. kieferchirurgischen „Verursachern“ potenziell MR-inkompatibler Objekte und den Radiologen verbessern. Sie soll den Weg bereiten für eine direkt am Patienten mögliche Bestimmung der Magnetisierbarkeit solcher Objekte, deren Eigenschaften in der Regel schwierig zu recherchieren sind. Sie soll den zahnärztlichen Kollegen Möglichkeiten zur Artefakt-Prävention durch eine entsprechende Materialauswahl aufzeigen und auch die potenziellen Risiken bei Exposition von Magnet-Haftsystemen im MRT klären. Um dem häufigen Einwand zu begegnen, all dies sei in der vorhandenen sowohl zahnärztlichen als auch radiologischen Literatur bereits geklärt, sollen die typischen methodischen Mängel vieler Studien und der auf ihnen basierenden Reviews gezeigt werden.

Eine Verbesserung der Kommunikation zwischen den Fachvertretern erscheint auch angesichts der steigenden Zahl an MR-Untersuchungen speziell der Kopf-Hals-Region bei Jugendlichen geboten [Smith-Bindman 2012, Klauber 2016]. Denn durch die immer bessere Darstellung der Weichgewebe, Gefäße, Nerven und Zahnhartgewebe ergeben sich Anwendungsmöglichkeiten für parodontologische, endodontologische, oralchirurgische und kieferorthopädische Fragen [Niraj 2016, Heil 2017, Juerchott 2018 und 2020, Beck 2020].

Die moderne MRT entwickelt sich zur Alternative der mit ionisierenden Strahlen verbundenen Bildgebung, auch wenn derzeit vor allem die Kosten und die eingeschränkte Zugänglichkeit den Routineeinsatz für unser Spezialgebiet noch begrenzen [Flügge 2023].

1.1 Die erschwerte Implantat-Recherche zahnärztlich/kieferchirurgischer Produkte vor MRT

Entsprechend der Europäischen Medizinprodukte-Verordnung (Medical Device Regulation, MDR) muss die MR-Kompatibilität der unter dem Begriff „Implantate“ subsummierten Medizinprodukte durch ihre Hersteller deklariert werden. Dort sind im Anhang I, Kapitel III, 23.4. die Pflichtangaben der Gebrauchsanweisungen von Medizinprodukten eindeutig fixiert:

- Abschnitt (s): „Warnungen, Vorsichtshinweise und/oder zu ergreifende Maßnahmen im Zusammenhang mit [...] vorhersehbaren äußeren Einwirkungen [...] wie z.B. Magnetfeldern“
- Abschnitt (u): „bei implantierbaren Produkten [Angabe der] gesamten qualitativen und quantitativen Informationen zu den Werkstoffen und Stoffen, mit denen Patienten in Berührung kommen können“ [Verordnung EU].

Diese Deklarationspflicht wichtiger Materialeigenschaften ist jedoch für eine Reihe zahnärztlicher und kieferchirurgischer Objekte (dort „Implantate“ genannt) im Kapitel II / Artikel 18 (3) aufgehoben. Für Zahnsparren, Zahnfüllungen, Zahnkronen, Drähte, Stifte, Klammern, Knochenplatten usw. entfallen dadurch genau diejenigen Angaben, welche Zahnärzte und Radiologen für die Implantat-Recherche im Mund- Kiefer-Gesichtsbereich benötigen. Wer direkt bei den Herstellern oder Vertreibern nach diesen Angaben fragt, bekommt sie oft nur mit einer Geheimhaltungsvereinbarung. Diese vom Gesetz ermöglichte Verschwiegenheit führt vor einer MRT zu vielen ebenso unnötigen wie unangenehmen Materialentfernungen, auf denen der verantwortliche Radiologe im Zweifelsfalle bestehen muss. Und nicht zuletzt schmälert dieses Informationsdefizit auch die methodische Qualität vieler Originalarbeiten und Reviews zur Wechselwirkungs-Thematik.

Zur Identifizierung magnetisierbarer Produkte sind auch die häufig bei der Recherche angeforderten Sicherheitsdatenblätter (safety data sheets) grundsätzlich nutzlos, die dafür aber auch nicht gedacht sind. Die Pflicht zur Deklaration der chemischen Produkt-Zusammensetzung in diesen SDS besteht ausdrücklich nur für gefährliche Zubereitungen, wozu Metalle bzw. Legierungen nicht gehören. Zudem sind SDS für Endverbraucher gar nicht zwingend erforderlich. Dass trotzdem viele Hersteller SDS für solche Produkte bereithalten, ist wohl eher eine vertrauensbildende Maßnahme. Zumeist sind dann für Metallobjekte nur allgemeine Legierungs-Kategorien verzeichnet, also die Unterscheidung von Edelmetallen, Titan, Edelstählen und Nichtedelmetallen auf Chrom-Kobalt-Basis.

Und falls sich dort Angaben zur Legierungs-Zusammensetzung finden, sind sie nicht in konkreten Massenprozent, sondern mit „von-bis“-Zahlen ausgedrückt. Damit ist keine sichere Differenzierung unterschiedlich magnetisierbarer Stahlsorten möglich, von denen einige während der MRT durchaus intraoral verbleiben dürften.

Ein drastisches Beispiel für die Belanglosigkeit von SDS stammt von der Fa. Reliance Orthodontic products Inc. Itasca, IL/US. Im SDS ihres Produkts „Stainless Steel OrthoFlexTech“ wird in der section 3 (Composition/information on ingredients) der Anteil des Eisens in diesem Stahl mit „none“ angegeben (Version von 02/15/2019). Vermutlich in Folge einer (unbeantwortet gebliebenen) Nachfrage des Autors, ob es sich wirklich um einen Stahl ohne Eisen handele, wurde in der Version von 04/18/19 ein Eisenanteil „zwischen 45 und 90 % verzeichnet“.

Auch die im deutschen Medizinproduktegesetz unter §3/Nr.8 vorgeschriebene Konformitätserklärung verpflichtet die Dentallaboratorien nicht zur Deklaration der exakten Zusammensetzung ihrer Produkte, aus denen sich die MR-Kompatibilität möglicherweise ableiten ließe. Dort müssen lediglich die zur Identifizierung des betreffenden Produktes notwendigen Daten angegeben sein. Dieser Pflicht wird mit der Nennung des Produzenten und der eindeutig zuzuordnenden Produktbezeichnung Genüge getan.

In der Bundesrepublik Deutschland ist es der Zahnärzteschaft nicht zwingend vorgeschrieben, ihren Patienten bei Eingliederung metallischer Produkte einen Materialnachweis auszuhändigen, der dann beispielsweise auch vor einer MR-Bildgebung zur Evaluation ihrer Kompatibilität dienen könnte. Die nach Insertion intraossärer Dentalimplantate in der Regel (freiwillig) ausgegebenen Implantat-Pässe sichern in erster Linie die mechanisch-geometrische Kompatibilität des Zubehörs.

Auch die seit Jahrzehnten unermüdlich gepflegt Liste des „Shellock“ mit über 4.000 nach ihrer MR-Sicherheit kategorisierten medizinischen Implantaten [Shellock 2023] ist in Bezug auf zahnärztlich / kieferchirurgische Objekte nicht hilfreich. Die dort aktuell aufgeführten 24 relevanten Produkte bedienen überwiegend den US-Markt und stehen nicht beispielhaft für eine Produkt-Kategorie.

Dieses Problem zieht sich leider analog durch viele Studien, welche das konkrete Verhalten intraoral befestigter Metallobjekte in der MRT untersuchten: Ohne Angabe der Magnetisierbarkeit der getesteten Produkte verbietet sich jeder induktive Rückschluss auf die jeweilige Produktkategorie. Angesichts dieser Schwierigkeiten verwundert es nicht, dass im Ergebnis solcher Studien regelhaft die Materialentfernung vor einer MRT gefordert wird. Dies bedeutet jedoch stets einen (evtl. sogar gefährlichen) Zeitverlust, unnötige Kosten und auch unnötige Schäden sowohl an den Produkten selbst als auch in der betroffenen Region: Bereits beim regulären Debonding von Brackets kommt es iatrogen zu Demineralisierung und Schmelzausrissen [Cesur 2022, Pont 2010, Zanarini 2013].

1.2 Magnetische Kenndaten zahnärztlich/kieferchirurgisch genutzter Legierungen

Die beiden wichtigen Größen zur Charakterisierung der Magnetisierbarkeit von Stoffen in einem externen Magnetfeld sind die magnetische Suszeptibilität χ und die magnetische Permeabilität μ .

Die Suszeptibilität gibt die Übernahmefähigkeit eines externen Magnetfeldes an, wie gut also die auf ein konkretes Material einwirkende magnetische Erregung in eine magnetische Flussdichte umsetzbar ist. Sie ist vereinfacht definierbar als das Verhältnis von Magnetisierung M und magnetischer Feldstärke H . Die Suszeptibilität ist jedoch unterschiedlich beschreibbar: Neben der einheitslosen Volumen-Suszeptibilität χ bzw. χ_m , deren Werte zwischen -1 und ∞ liegen können, werden zwei weitere Maße genutzt. Die auf die Dichte bezogene Massen-Suszeptibilität χ_{mass} [m^3/kg] und die auf die Molmasse bezogene molare Suszeptibilität χ_{mol} [m^3/mol]. Die Suszeptibilität wird verschiedentlich auch noch im Gauß-System ausgedrückt, dadurch unterscheiden sich die Werte von denen des SI-Systems um den Faktor $\frac{1}{4} \pi$. Da es sich in beiden Systemen um eine dimensionslose Zahl handelt, kann dieser Unterschied nur bei Nennung des jeweiligen Einheitensystems bemerkt werden, was häufig unterlassen wird [Blankenstein 2015].

Die Permeabilität beschreibt dagegen die Durchlässigkeit eines Stoffes für ein fremdes Magnetfeld. Weist dieser Stoff eine hohe Durchlässigkeit auf, ist er einfach magnetisierbar und verhält sich im externen Magnetfeld selbst wie ein Magnet. Für das Vakuum (und damit annähernd auch für Luft) ist die Permeabilität exakt bekannt und wird als magnetische Feldkonstante μ_0 bezeichnet. Der Quotient aus der magnetischen Permeabilität eines konkreten Stoffes und dieser Feldkonstanten ergibt die materialspezifische relative Permeabilität μ_r . Diese heute als Permeabilitätszahl bezeichnete, ebenfalls dimensionslose Materialkonstante kann Werte zwischen 0 und ∞ annehmen und steht mit der Suszeptibilität im Zusammenhang $\mu_r = \chi_m + 1$. Erstaunlicherweise bleiben diese Kennzahlen aber auch heute noch in vielen Studien zur Thematik unbeachtet. Schenck beklagte dieses Manko bereits 1996 in seiner ausführlichen Abhandlung zur Rolle der Suszeptibilität [Schenck 1996]. Anhand der steigenden Permeabilitätszahlen lassen sich die drei verschiedenen Ausprägungsformen des Magnetismus von Metallen unterscheiden:

- Diamagnetika mit μ_r kleiner als 1, wie beispielsweise die Elemente Blei, Zinn und Kupfer. Zu dieser Gruppe gehören die Silber-Amalgame und die meisten dentalen Edelmetall-Legierungen mit den verschieden anteiligen Hauptliganden Gold, Silber, Platin, Palladium, Kupfer. Die Permeabilitätszahlen solcher Legierungen bewegen sich zwischen 0,999.970 und 0,999.989.

- Hinzutretender Paramagnetismus ist anhand von μ_r -Werten geringfügig über 1 erkennbar. Hierzu gehören Titan und seine Legierungen mit Permeabilitätszahlen zwischen 1,000.157 und 1,000.189. Darunter auch Titan grade 2, dessen Eisengehalt von bis zu 0,3 % keine Verunreinigung, sondern ein gezielt eingesetzter Ligand ist. Paramagnetisch verhalten sich auch die beiden anderen Gruppen der Nichtedelmetall-Legierungen auf Kobalt-Chrom-Basis (μ_r zwischen 1,000.772 und 1,001.498) und auf Nickel-Chrom-Molybdän-Basis (μ_r zwischen 1,000.358 und 1,001.209) [Starcukova 2008].

- Der Ferromagnetismus beginnt ab μ_r -Werten $\geq 1,01$. Bei den betroffenen Materialien ist dann bereits mit Suszeptibilitäts-Artefakten der Bildgebung zu rechnen, die MR-Kompatibilität ist also nicht mehr uneingeschränkt gegeben. Aber unter Alltagsbedingungen ist dieser schwache Ferromagnetismus noch nicht spürbar. Erst ab $\mu_r \geq 1,1$ ist die Magnetisierbarkeit auch praktisch erfahrbar, weil Haftmagnete auf diesen Produkten Halt finden, deren MR-Sicherheit nun in Frage steht. Bei der ASTM-konformen Prüfung mit Hilfe des auf New et al. zurückgehenden „Fadentests“ gelten Produkte erst dann als ferromagnetisch, wenn die Kraft eines externen Magnetfeldes die auf sie wirkende Gravitationskraft überschreitet [New 1983, ASTM 2052].

In der Zahnmedizin gibt es nur eine Indikation für den bewussten Einsatz hoch ferromagnetischer Legierungen: Aus Palladium-Kobalt-Legierungen werden die individuellen weichmagnetischen Gegenanker von Mono-Magnet-Attachments gegossen, die eine möglichst hohe Haftkraft zum Gegenmagneten im herausnehmbaren Zahnersatz bzw. in einer Epithese generieren sollen. Einige Hersteller nutzen für diese Magnet-Gegenanker („Keeper“) auch spezielle ferromagnetische Stahlplättchen. Zu den hoch ferromagnetischen Elementen zählen Kobalt, Eisen und Nickel mit μ_r zwischen 200 und 10.000. Bei der Abschätzung der magnetischen Eigenschaften von Legierungen wird in der medizinischen Literatur oft angenommen, allein das Vorkommen solch hoch permeabler Liganden sorge für einen starken Ferromagnetismus und müsse massive Wechselwirkungen mit dem MRT auslösen [Chockattu 2018, Costa 2009, Eggers 2005, Li 2022, Shafiei 2003, Shalish 2015]. Dieser Schluss ist jedoch falsch, weil die Eigenschaften von Legierungen nicht der Summe der Eigenschaften der einzelnen Liganden entsprechen, was bereits 1987 in einer Arbeit gezeigt wurde [Fache 1987]. Beispielsweise beruht die Nichtmagnetisierbarkeit bestimmter Stahlsorten auf dem Zulegen eines hohen Nickel-Anteiles. Auch drei typische Medizin-Legierungen mit Nickelanteilen von 15 % (Phynox®), 35 % (MP35N) und 55 % (Nitinol) weisen mit ihrem μ_r -Wert unter 1,005 keinen Ferromagnetismus auf. Gemeinhin gelten Edelmstähe als problematisch in der MRT, weil ihr Hauptbestandteil Eisen schon allein vom Wortsinne her regelhaft mit Ferromagnetismus assoziiert wird. Aber auch dies ist eine falsche Annahme, denn innerhalb der großen Gruppe der medizinisch genutzten Edelmstähe herrscht eine ebenso große Vielfalt hinsichtlich der Magnet-Eigenschaften.

Wegen einer Besonderheit ist diese so heterogene Werkstoffgruppe jedoch besser zu überblicken als die anderen Dentallegierungen: Die ca. 120 verschiedenen „rostfreien“ Stahlsorten sind durch eine klare Normierung nahezu eindeutig gekennzeichnet und deshalb international gut vergleichbar. Beispielsweise trägt die nach DIN als X5CrNi18-10 bezeichnete Sorte die Europäische Werkstoffnummer 1.4301 und nach AISI die Bezeichnung 304. In der technischen Wissenschaft dominieren die Europäischen (EN) und die US-Amerikanischen (AISI) Sortenbezeichnungen. Damit können bei Stahlproduzenten bzw. Händlern auch die magnetischen Eigenschaften der verschiedensten Edelstähle abgefragt werden, welche primär vom jeweils ausgebildeten Gefüge der Stähle abhängen:

- Stabile Austenite gelten als paramagnetisch, μ_r sollte kleiner als 1,01 sein. Beispiele für solche, stabil nicht-magnetisierbar bleibende Stähle sind die Sorten 1.3805, 1.3817 und 1.3818. Austenite enthalten zwischen 8 und 26 % Nickel. Das reine Element Nickel hat zwar eine sehr hohe Permeabilität, als Ligand eines Stahles erzeugt es jedoch zusammen mit Kohlenstoff, Mangan und Stickstoff das typische austenitische Gefüge. In Zusammenfassung des Anteils dieser „Austenit-Bildner“, denen jeweils ein Gewichtungsfaktor in Relation zum Nickel zugewiesen wird, ergibt sich das „Nickel-Äquivalent“. Dem gegenüber steht das „Chrom-Äquivalent“, die gewichtete Zusammenfassung der „Ferrit-Bildner“ Chrom, Aluminium, Titan, Tantal, Silizium, Molybdän, Vanadium. Die sogenannte Austenit-Sicherheit gilt entsprechend der empirischen „Schaeffler-De Long-Formel“ bei: $Cr_{\text{äquival.}} - 0,91 \cdot Ni_{\text{äquival.}} \leq 7,70$ [Lexikon Pharmatechnologie]. Die für diese Formel ausgewählten Austenit- und Ferrit-Bildner sowie deren Gewichtungsfaktoren unterliegen allerdings einer fortlaufenden Korrektur durch modernere Legierungen, Gussverfahren und Berechnungen [Rechsteiner 1994]. Grundsätzlich gilt, je höher ein Stahl legiert ist, desto geringer ist seine Magnetisierbarkeit. Aber auch hier gibt es eine Ausnahme, die spezielle Kategorie der nickelfreien, „hoch-“ oder „druck-aufgestickten“ Austenite: Sie sind mit bis zu 1,0 Massen-% Stickstoff legiert und enthalten von dem in der Metallurgie quasi ubiquitär vorkommenden Nickel maximal 0,05 Massen-%. Ihre Permeabilitätszahl zwischen 1,001 und 1,004 erreicht auch nach Kaltverformung höchstens 1,005, was diese Stahlsorte eindeutig als nicht magnetisierbar charakterisiert. In der Zahnmedizin werden beispielsweise zwei Varianten des Produktes Noninium® (Dentaurum, Ispringen/D) mit unterschiedlichem Stickstoffgehalt für Drähte und Bögen genutzt, die Sorten EN-ISO 1.4456 und 1.3808.

- Metastabile Austenite sind primär auch paramagnetisch, durch Unterkühlung oder Kaltverformung kann jedoch eine Phasenumwandlung stattfinden: die martensitische Transformation. Dieser Prozess wird bei der Herstellung von Medizinprodukten durch Ziehen, Biegen, Walzen oder Stauchen des industriell gefertigten Halbzeuges ausgelöst. Er kann analog dazu auch direkt am Patienten beim einfachen Biegen von Drähten oder Bändern auftreten. Dadurch steigt die Permeabilitätszahl auf Werte von 1,1 bis ca. 1,8.

Die ursprüngliche Nicht-Magnetisierbarkeit dieser metastabilen Austenite bleibt dagegen erhalten, wenn die jeweiligen Endprodukte in einem speziellen Verfahren hergestellt werden, an dessen Ende auch das ursprüngliche Gefüge unverändert ist. Beispielsweise mit Hilfe des Metal Injection Moulding (MIM), einem Pulverspritzguss zur Herstellung kleiner Bauteile mit komplexer Geometrie.

Auch die Verminderung der Permeabilität ist möglich: Fofanov nennt den Effekt eines Lösungsglühens, wodurch z.B. der μ_r -Wert der Stahlsorte 1.4301 von 1,075 auf 1,011 gesenkt werden kann. Damit vermindert sich auch die Artefaktausdehnung im MRT, trotzdem bleibt die offizielle Spezifikation dieser Sorte unverändert [Fofanov 2013, Blankenstein 2021]. Eine solche Wärmebehandlung ist aber nur unter industriellen Bedingungen möglich. Drei typische, auch medizinisch genutzte metastabile Austenite sind die Sorten 1.4301 (AISI 304), 1.4404 (AISI 316L) und die mit Titan stabilisierte Sorte 1.4571 (AISI 316 Ti) [Knigge 2015]. Diese Besonderheiten der medizinisch viel genutzten metastabilen Austenite erschweren die Recherche der Magnetisierbarkeit, weil sie aus der jeweiligen Werkstoffnummer nicht sicher abzuleiten sind.

- Martensite sind ferromagnetisch, ihr μ_r liegt je nach Sorte zwischen 1,01 und 900. Sie werden in der Medizin wegen ihrer höheren spezifischen Festigkeit und Härte bei mechanisch stärker beanspruchten Bauteilen verwendet, in der MKG-Chirurgie z.B. für die Spreiz-Mechanik von Distraktoren.

- Ferrite sind stark ferromagnetisch, ihre Permeabilitätszahl liegt weit über 1.000. Sie enthalten im Gegensatz zu den Austeniten höchstens 2 % Nickel. Zu dieser Gruppe gehören die hier schon erwähnten Gegenanker für Monomagnet-Attachments.

1.3. MR-Sicherheit metallischer Objekte aus Zahnmedizin und Kieferchirurgie

Zur Klassifikation von Wechselwirkungen zwischen Medizinprodukten und der MRT diente ursprünglich der Terminus „MR-Kompatibilität“, wozu zwei Kriterien gehörten:

Als „MR-sicher“ galten Objekte, auf welche innerhalb und in der Nähe des Hauptmagneten keine signifikanten Verschiebekräfte und Drehmomente wirkten und die während der Untersuchung keine gefährliche Erwärmung erfuhren. Ziel war sowohl die Patienten- als auch die Geräte-Sicherheit.

Als „MR-kompatibel“ galten Objekte, welche über die Sicherheitsaspekte hinaus (!) keine derart ausgedehnten Bild-Degradation erzeugten, dass die Diagnostik behindert oder unmöglich wurde. Schenck nannte diese beiden Kriterien 1996 „MR-Kompatibilität erster und zweiter Art“ [Schenk 1996, Blankenstein 2015].

Diese Klassifikation wurde 2005 durch die ASTM modifiziert. Nunmehr wird nur noch die „MR-Sicherheit“ definiert, allerdings jetzt mit drei Gefährungsklassen [ASTM F2503]:

- *MR-sichere* Produkte stellen während Vorbereitung oder Anwendung eines MR-Verfahrens für Patienten, andere Personen und medizinisches Personal innerhalb des Kontrollbereiches keinerlei Gefährdung dar.
- Bei *MR-unsicheren* Produkten ist dagegen mit einer solchen Gefährdung zu rechnen.
- Die Kategorie *bedingt MR-sicher* („MR-conditional“) gilt, wenn die Produkte nur unter bestimmten und jeweils kennzeichnungspflichtigen Bedingungen MR-sicher sind.

1.3.1 Kraftwirkung

Auch die Größe und Wirkungsrichtung aller auf Metallobjekte im MRT wirkenden Kräfte werden primär von deren Magnetisierbarkeit bestimmt, welche mit Hilfe der relativen magnetischen Permeabilität μ_r definierbar ist. Dazu kommen weitere objekt- und gerätebedingte Faktoren, durch welche die Translationskräfte und/oder Drehmomente verstärkt werden. Unter Sicherheitsaspekten ist der große Vorteil aller hier besprochenen Produkte aus Zahnmedizin und Kieferchirurgie, dass sie entweder Teil einer durch die Patienten herausnehmbaren Apparatur (Prothese, Epithese) oder an ihrem Einsatzort adhäsiv oder mit Drahtligaturen fest auf der Zahnoberfläche befestigt, im Wurzelkanal oder auf präparierten Zahnstümpfen zementiert, im Knochen oder in Zahnimplantaten verschraubt sind. Daher ist mit einer Gefährdung durch auftretende Kräfte erst beim Überschreiten der jeweils nötigen Ablösekräfte zu rechnen. Dies wird bei der Sicherheitseinstufung solcher Objekte oft vernachlässigt.

Die auftretenden Translationskräfte hängen an erster Stelle von der Stärke des MRT-Hauptfeldes ab, gefolgt von der Position des fraglichen Objektes im Scanner: In Regionen mit hohen Feldgradienten, wo sich die Flussdichte pro Längeneinheit stark ändert, sind sie am stärksten [Gegauff 1990]. Eine solche Position findet sich je nach Konstruktionsweise der Tomographen bei Annäherung bzw. Eintritt in das Portal. Für die vergleichbare Bestimmung der dort auftretenden Translationskräfte existiert mit dem ASTM Standard F 2052 eine relativ einfach nachvollziehbare Versuchsanordnung, der hier schon genannte „Fadentest“. Hierzu wird das Testobjekt mit einem 20 cm langen Faden so an einer nicht magnetisierbaren Halterung befestigt, dass es ungestört längs der z-Achse von B_0 pendeln kann. Unterschiedlich permeable Objekte werden dann mit einem entsprechend unterschiedlichen Auslenkungswinkel (β) in Richtung Gerätetunnel gezogen. Die dabei wirkende Kraft wird berechnet mit der Beziehung $F = m \cdot g \cdot \tan \beta$ (m : Objektmasse, g : Erdbeschleunigung). Ab einem Winkel größer 45° ist die vom Hauptfeld erzeugte Translationskraft demnach höher als die auf das untersuchte Objekt wirkende Gravitationskraft, welches damit als grundsätzlich unsicher gelten muss. Da die Kraft in der genannten Formel direkt mit der Objektmasse korreliert, ist bei Exposition zahnärztlicher Produkte auch nur mit geringen Kräften zu rechnen.

Fiala et al. fanden bei der Testung verschiedener chirurgischer Fixations- und Rekonstruktions-Platten bei 1,5 T eine maximale Translationskraft von 0,02 N [Fiala 1994]. Dieser bei intakter Verschraubung klinisch irrelevante Höchstwert trat bei einer Reko-Platte aus Edelstahl (Stahlsorte nicht deklariert) auf. Gegauff et al. testeten die stark ferromagnetischen Gegenanker von Monomagnetsystemen, auf welche bei 1,5 T nur maximal 0,24 N wirkten und berechnete unter Berücksichtigung der Zementfestigkeit und Retentionsfläche einen Sicherheitsfaktor von über 10 bei sachgerechter intraoraler Befestigung [Gegauff 1990]. Omatsu et al. und Miyata et al. fanden an ähnlichen ferromagnetischen Wurzelkappen jeweils anderer Hersteller bei 3T eine maximale Verschiebekraft von 0,139 N bzw. 0,085 N. Sie sind um Größenordnungen kleiner, als die von Omatsu et al. kalkulierte Kraft von 120 N, welche zum Abriss eines auf einem Zahn bzw. einer Wurzel adhäsiv befestigten „Keepers“ nötig wäre [Miyata 2012, Omatsu 2014].

Rotationskräfte werden im MRT nur generiert, wenn

- die exponierten Objekte entweder ein eigenes Permanentmagnetfeld besitzen (Magnetattachments der Cochlea-Implantate, Zahnimplantate und Shuntventile) oder
- in diesen Metallobjekten durch Exposition im MR-Hauptfeld ein remanentes Eigenfeld induziert wird.

Die dann auftretenden Drehmomente zielen auf eine Ausrichtung dieser Eigenfelder parallel zum Gerätehauptfeld B_0 ab. Die Messung der Rotationskräfte muss demnach im Isozentrum des MRT stattfinden. Bei diesem „Kompassnadel-Effekt“ spielt ein geometrischer Faktor eine sehr wichtige Rolle: Bei deutlich länger als breit konfigurierten Objekten ist mit wesentlich höheren Rotations- als Translationskräften zu rechnen [Schenk 2000]. Zur einheitlichen quantitativen Bestimmung des Drehmoments wird im ASTM-Standard F 2213 eine wie ein Torsionspendel funktionierende Apparatur vorgegeben [ASTM 2213]. Damit fanden Omatsu et al. bei der Testung dentaler Magnet-Gegenanker ($\varnothing = 4$ mm) im 1,5 und 3 T-Hauptfeld auftretende Drehmomente von 0,332 bzw. 0,338 Ncm, was einer an den Außenkanten der Keeper angreifenden Kraft von 0,83 bzw. 0,85 N entspricht [Omatsu 2014]. Diese bei 1,5 und 3 T gleich großen Drehmomente weisen auf den wesentlichen Unterschied der Beeinflussung von Translations- und Rotationskraft hin: Während für die Höhe der Translationskraft neben ihrer Masse die relative magnetische Permeabilität μ_r der Objekte wichtig ist, spielt für die Rotationskraft (bei gleicher Masse) die Sättigungsmagnetisierung B_S der Objekte die entscheidende Rolle. Bei den auf eine möglichst hohe Haftkraft getrimmten Keepern, welche Omatsu et al. untersuchten, war die Sättigungsmagnetisierung bei 1,35 T erreicht [Omatsu 2014]. Auch in einem stärkeren Hauptfeld könnte das erzeugte Drehmoment deshalb nicht mehr ansteigen. Bei den zur Herstellung orthodontischer Brackets oft benutzten, weichmagnetischen und primär austenitischen Stählen fanden wir bereits durch Exposition in einem nur 0,043 T starken Feld Sättigungsflussdichten um 0,5 mT [Blankenstein 2021].

Dementsprechend niedriger sind die auf solche Produkte wirkenden Rotationskräfte zu erwarten. Allerdings berichteten Hasegawa et al., dass auf das PdCo-Käppchen eines Monomagnet-Attachments im 3 T-Feld ein Drehmoment von 1,9 Ncm wirke [Hasegawa 2015]. Dieser gegenüber anderen Studien überraschend hohe Wert kann jedoch keinen Bestand haben, weil die Autoren ihn aus dem bei 0,3 T gemessenen Drehmoment von 0,19 Ncm „berechneten“. Sie nahmen fälschlich einer Proportionalität zwischen Torque und Hauptfeldstärke an und vernachlässigten den begrenzenden Faktor der Sättigungsmagnetisierung. Ihre analoge Verzehnfachung des Drehmoments ist daher unzulässig.

Die relative Kompliziertheit dieser Drehmoment-Messanordnung führte dazu, dass sich eine qualitative Bestimmung in der Literatur durchsetzte, bei welcher die Testobjekte im Isozentrum des Gerätes auf einer wie Millimeterpapier indizierten Oberfläche gelagert werden. Mit Hilfe einer Winkelskala kann dann bei Positionierung in verschiedenen Winkeln zur z-Achse des MRT beobachtet werden, ob und wie kräftig sich die Objektachse an das Hauptfeld angleicht. Die Auswertung erfolgt allgemein übereinstimmend in einem Scoring nach fünf subjektiv zu bewertenden Ausrichtungsgraden von 0 (keine) bis 4 (schnelle und kräftige) [Kemper 2005, Edwards 2000, Kangarlu 2000, Shellock 1999-1, Shellock 1999-2]. Damit sind zwar Vergleiche des auf verschiedene Objekte wirkenden Drehmoments untereinander möglich, aber nicht zwischen der absoluten Rotationskraft und den ihr durch Befestigung am Zahn, auf einem Implantat oder mit dem Knochen entgegenwirkenden retentiven Kräften. Angesichts der Eindeutigkeit der vorliegenden Daten scheint dies aber auch nicht nötig zu sein: Bei intakter Befestigung sind die im MRT wirkenden Kräfte nicht geeignet, den jeweiligen Verbund zu lösen und demnach klinisch irrelevant [Truong 2019]. Klocke et al. berechneten anhand ihrer Messungen am 3T- MRT für eine Apparatur aus Brackets, Ligaturdrähten und Drahtbögen, welche offensichtlich (exakte Angaben fehlen!) auch aus metastabilen Austeniten besteht, eine summierte Translationskraft von ca. 1,7 N. Damit ist die Dislokation bei intakter Befestigung so einer Apparatur absolut ausgeschlossen [Klocke 2006]. Diese Ergebnisse werden seitdem immer auf Neue bestätigt [Kurt 2020], auch bei 7 T-Hauptfeldern [Oriso 2016].

Wie wichtig der auch hier oft wiederholte Hinweis ist, dass der Verbund der Metallobjekte mit ihrer Basis stets zu prüfen ist, zeigt eine Studie an 320 nachuntersuchten Jugendlichen mit insgesamt 5.663 adhäsiv befestigten orthodontischen Brackets: Bei 7,2 % der Zähne hatte der Verbund versagt. Dies blieb von den Patienten unbemerkt, weil die jeweiligen Gesamt-Apparaturen durch die an den Nachbarzähnen befestigten Brackets noch in situ gehalten wurden [Adolfsson 2002]. Kemper et al. fanden in der bis 2005 durchgesehenen Literatur sogar Hinweise, dass sich während der orthodontischen Therapie bis zu 20 % der Brackets spontan lockern können [Kemper 2005].

1.3.2 Temperatursteigerung

Drei physikalische Phänomene führen dazu, dass die hochfrequenten elektromagnetischen Wechselfelder des MRT Wärme erzeugen [Bauer 2018 Teil 1 und 2]:

Die Absorption im Gewebe des Patienten kommt durch Abschwächung der Wechselfelder zustande. Die dabei erzeugte Wärme ist mit Hilfe der spezifischen Absorptionsrate (SAR), also der im Gewebe absorbierten Energie pro Zeiteinheit beschreibbar.

Die Induktion betrifft dagegen elektrisch leitfähige Objekte, also metallische Implantate. Die Höhe der entsprechend dem Faraday'schen Gesetz induzierten Spannung und dadurch auch der Erwärmung hängt von verschiedenen Faktoren ab: der Geometrie der Objekte, ihrer Orientierung zum MR-Hauptfeld und ihren elektrischen Eigenschaften, wobei der spezifische elektrische Widerstand im Vordergrund steht. Und auch die Permeabilität der Objekte spielt bei dieser Art der Erwärmung eine Rolle: Mit steigenden μ_r -Werten verringert sich die Eindringtiefe der induzierten Wirbelströme, wodurch die Impedanz und dadurch die Erwärmung ansteigt. Dazu kommt bei höher permeablen Werkstoffen der sogenannte Hystereseverlust infolge der ständigen magnetischen Umpolung im Objekt, welcher ebenfalls zur Gesamterwärmung beiträgt. Die hierzu durchgeführten Studien orientieren sich zumeist an der ASTM-Norm F 2182-09 oder deren wenige Jahre älteren Varianten [ASTM F 2182-09]. Die Arbeitsgruppe um Ayyildiz, Görgülü und Kamburoglu untersuchte anhand zweier in-vitro Studien die Temperaturerhöhung verschiedenster zahnärztlicher Legierungen durch Exposition im 3 T-MRT. Weil das Studiendesign nahezu identisch war, ist eine gute Vergleichbarkeit gegeben: Bei den typischen Nichtelegmetall-Legierungen auf Kobalt-Chrom- und Nickel-Chrom-Basis sowie bei Zirkoniumdioxid-Keramik traten Erwärmungen deutlich unter 1°C auf [Ayyildiz 2013]. Bei orthodontischen Drahtbögen aus Nickel-Titan und Edelstahl, welche entweder mit Gummizügen oder mit Edelstahl-Ligaturdrähten an den Edelstahl-Brackets befestigt waren, kam es nach mehreren MR-Sequenzen zu signifikanten Temperatursteigerungen zwischen 1,46 und 3,04 °C. Leider wurden die jeweiligen Stahlsorten nicht angegeben, sodass verallgemeinernde Rückschlüsse nicht möglich sind [Görgülü 2014].

Hasegawa et al. untersuchten an einem gewebsäquivalenten Phantom im 3 T-MRT neben festsitzenden Metallbrücken aus zwei Hochgold- und einer Silber-Palladium-Legierung auch eine zirkuläre Multiband-Apparatur mit Brackets, Molarenbändern und Bogendraht, welche aus dem metastabilen austenitischen Stahl 1.4301 (AISI 304) gefertigt sind. Sie fanden nach einer 15-minütigen Exposition mit + 2,61°C am distalen Endpunkt der MB-Apparatur den stärksten Temperaturanstieg [Hasegawa 2013]. Unter den gleichen Bedingungen wurden zwei ferromagnetische Gegenanker für Magnet-Attachments geprüft:

Die nach 30minütiger Exposition generierten Temperaturerhöhungen lagen durchweg unter 1°C [Miyata 2012]. Regier et al. maßen am Phantom bei 3 T unter GRE- und SE-Sequenzen den Temperaturabstieg an kompletten orthodontischen Apparaturen, welche mit einer Quadhelix, einem Gaumenexpander oder Lip bumper kombiniert waren und fanden ebenfalls nur minimale Schwankungen [Regier 2009]. Auch in einer retrospektiven Studie im 7 T-Hauptfeld berichtete keiner der 230 Befragten von spürbaren Erwärmungseffekten [Noureddine 2015].

Durch Resonanz kann es in länglichen Implantaten bzw. Drähten zu einer deutlichen Erwärmung kommen, falls deren Eigenfrequenz gleich der Anregungsfrequenz des HF-Wechselfeldes ist. In Drähten, die dann wie Antennen funktionieren, kommt es auch zur Resonanz, wenn ihre Länge einem ganzzahlig Vielfachen der halben Wellenlänge der Erregungsschwingung entspricht [Armenean 2004]. Mit steigendem Hauptfeld der MR-Geräte von 1,5 T bis hin zum Ultra-Hochfeld ab 7 T erhöht sich die Frequenz der HF-Felder, wodurch ihre Wellenlänge sinkt. Deshalb tritt dann eine Erwärmung durch Resonanz schon bei sehr viel kleineren Implantaten auf. Armenean et al. fanden deutliche HF-induzierte Temperaturerhöhungen an 1 bis 4 m langen Kupferdrähten, was für zahnmedizinisch genutzte Drähte jedoch irrelevant ist.

1.3.3 Korrosion

Das Risiko der korrosiven Alteration festsitzender metallischer Dentalrestorationen wurde bisher deutlich weniger untersucht, wohl auch, weil in deren Folge die MR-Sicherheit nicht beeinflusst wird. Aus zahnärztlicher Sicht handelt es sich indessen um hoch relevante Fragen! Zunächst standen potenziell toxische Wirkungen von Korrosionsprodukten im Focus: Mehrere Autoren prüften den Einfluss der MR-Exposition auf Amalgamfüllungen. Eine erste Studie ergab 1996 weder nach 24stündiger Lagerung im 1,5 T Hauptfeld noch nach 60minütiger Exposition in einer GRE-Sequenz gegenüber der Kontrollgruppe eine gesteigerte Quecksilber-Freisetzung aus einem Silberamalgam [Müller-Miny 1996]. Mortazavi et al. untersuchten in zwei Studien bei 0,23 T (30minütiger scan) und 1,5 T (15minütiger scan) die Kinetik des Hg-Gehaltes im Urin von Probanden mit neu gelegten Amalgamfüllungen.

Sie fanden in beiden Studien einen im Zeitablauf zunehmenden Hg-Anstieg, der sich nach jeweils 72 h signifikant vom Hg-Spiegel der Kontrollgruppe unterschied. Sie führten diesen deutlichen Unterschied zur Studie von Müller-Miny et al. auf deren in-vitro-Charakter zurück [Mortazavi 2008 und 2014]. Yilmaz und Adisen prüften in-vitro die Quecksilberfreisetzung aus 10 Tage alten (nicht konkret spezifizierten) Amalgamfüllungen: Nach 20minütiger Exposition im 7 T MRT war die Emission vierfach höher als nach Exposition bei 1,5 T [Yilmaz 2018].

Ein weiterer Fokus der Korrosionstestung ist das potenzielle Verbundversagen zur Zahnhartsubstanz unter dem Einfluss der MRT. Dabei steht mittlerweile das Risiko einer partiellen Spaltbildung (Microleakage) im Vordergrund, in deren Folge zunächst maskierte kariöse Läsionen entstehen könnten, die sich der Routinediagnostik entziehen: Shahidi et al. untersuchten in-vitro die Kontaktzone zwischen Füllungen aus drei verschiedenen Kupferamalgame und der Zahnhartsubstanz nach Exposition im 1,5 T-Hauptfeld. Sie resümieren, dass die elektromagnetische Konvektion durch das HF-Feld Diffusionsprozesse und Korngrenzen-Umwandlung anregt, woraus das beobachtete Microleakage resultieren könne [Shahidi 2009]. Yilmaz und Misirlioglu fanden mit einem ähnlichen Studienprotokoll bei 3 T ebenfalls signifikant mehr Mikroleakage, wobei der Silbergehalt der untersuchten Amalgame keinen Einfluss hatte [Yilmaz 2013]. El-Bediwi et al. prüften im Rahmen einer Laborstudie an praxisüblich mit Keramik verblendeten Nickel-Chrom- und Titan-Plättchen nach 15- und 30minütiger Exposition in 1,5 T-Sequenzen, ob Veränderungen der Verbundfestigkeit, der Oberflächenrauigkeit, der Vickershärte und des Gefüges auftreten. Im Vergleich zur Kontrollgruppe kam es tatsächlich zu signifikanten Veränderungen: Es bildeten sich kristalline Phasen aus, die Oberflächenrauigkeit insbesondere der Titanplättchen wurde größer, und die Härte nahm ab. Als überraschend erwies sich die signifikante Verminderung der Verbundfestigkeit zwischen Verblendkeramik und Metall nach der 30minütigen MRT-Exposition [El-Bediwi 2014].

Gümüs et al. testeten in-vitro den Verbund Zahnschmelz - Adhäsivmaterial - Bracket bei einem typischen Kopf-Bildgebungsprotokoll mit verschiedensten Sequenzen im 1,5 und 3 T-MRT. Die Autoren fanden nach 3 T-MRT signifikant mehr Microleakage an beiden Grenzflächen. Sie raten bei Fällen mit geplanten Mehrfach-Untersuchungen von der 3 T-Nutzung ab, soweit die dadurch erzielbare Steigerung der Bildqualität nicht unbedingt erforderlich sei [Gümüs 2022]. Leider wurde dieses sehr sorgfältig geplante Studiendesign nur für martensitische Brackets (EN-ISO 1.4542 / AISI 630) genutzt. Ein Vergleich mit stabil austenitischen Produkten hätte einen etwaigen Einfluss der Magnetisierbarkeit zeigen können: Es wäre interessant, ob nur in magnetisierbaren Brackets rasch intermittierende Kräfte induziert werden.

Mit dieser Studie gerät ein neuer Aspekt in die Diskussion: Auch nach (!) einer MRT-Exposition sollte der korrekte Verbund der Apparaturen mit den Zähnen routinemäßig geprüft werden. Diese HF-assoziierte Alteration der Grenzfläche zwischen Hartgewebe und Metall scheint unabhängig von deren Permeabilität abzulaufen. Die wenigen dazu vorliegenden Studien lassen einen kumulativen Effekt vermuten, woraus sich eine neue Risikogruppe ergibt: Patienten mit festsitzenden metallischen Rekonstruktionen, die sich regelmäßigen MR-Bildgebungen unterziehen müssen. Diese Thematik sollte weiter untersucht werden!

1.4 MR-Kompatibilität metallischer Objekte aus Zahnmedizin und Kieferchirurgie

Zur Beantwortung der Frage, ob Metallimplantate vor MRT zu entfernen seien, gehört neben der Bewertung der Sicherheit auch die Abschätzung, inwieweit sie durch Artefaktbildung die diagnostische Qualität der Bildgebung beeinflussen oder ganz verhindern. Das Kriterium der MR-Kompatibilität ist zwar in der Neufassung der ASTM-Klassifizierung ab 2005 zu Gunsten der drei Sicherheitskategorien in den Hintergrund getreten [Blankenstein 2015], es erscheint jedoch bei sicher befestigten intraoralen und intracraniellen Implantaten als das wichtigere! Bei Zielregionen im Kopf-Hals-Gebiet sind Artefakte nach wie vor das Hauptproblem der MR-Anwendung [Probst 2017]. An ihrer Reduktion durch die bereits genannten Modifikationen der MR-Parameter und Sequenzen wird seit Jahren gearbeitet. Und auch heute noch handelt es sich hier um ein hoch relevantes Forschungsgebiet, weil immer mehr und zumeist auch metallische Implantate verwendet werden, deren Kontaktflächen zu umgebenden Geweben im Focus stehen [Peschke 2021].

1.4.1 Suszeptibilitäts-Artefakte

Auch für die Artefakt-Entstehung und deren Ausdehnung sind Suszeptibilität bzw. Permeabilität der Implantate die entscheidende Werkstoffeigenschaft. Aufgrund der Magnetisierbarkeit der Implantate entstehen im MRT lokale Feldinhomogenitäten, wodurch die Bildsignale örtlich in unterschiedlichem Ausmaß deformiert werden. Bereits bei $\mu_r \geq 1,01$ treten bei „empfindlichen“ MR-Sequenzen Artefakte auf, obwohl diese Magnetisierbarkeit im Alltag noch nicht spürbar ist. Die solcherart entstehenden Bildstörungen werden dementsprechend auch Suszeptibilitäts-Artefakte genannt. Eine Prädiktion der auf diese Weise hervorgerufenen Artefakte wäre durch die Messung der Permeabilität des konkret vorliegenden Implantates denkbar.

1.4.2 Nicht-Suszeptibilitäts-Artefakte

Sie treten um jedes elektrisch leitfähige Material herum auf, werden also auch durch diamagnetische Metalle mit $\mu_r < 1$ ausgelöst [Bennett 1996]. Weil sie in der Bildgebung nur sichtbar sind, wenn sie nicht durch gleichzeitig entstehende Suszeptibilitäts-Artefakte überschattet werden, sind sie auch deutlich seltener Gegenstand medizinischer Studien und sollen hier etwas ausführlicher erörtert werden:

Diese zweite Art materialspezifischer Artefakte entsteht aufgrund von Wirbelstrom (WS)-Induktion, welche in erster Linie auf die RF-Felder zurückzuführen ist [Camacho 1995]. Die zweite WS-Quelle ist das Gradientenfeld. Insbesondere bei MR-Sequenzen mit starken und sehr schnell geschalteten Gradienten wie z.B. dem Echo Planar Imaging (EPI) tritt sie gegenüber der Induktion durch die Radiofrequenzen in den Vordergrund [Koivula 2002, Bodammer 2005].

Die WS-bedingten Artefakte betreffen zwar meist nur die unmittelbare Umgebung der Objekte, verhindern dort aber die Darstellung der Kontaktfläche zwischen Implantat und Hart- bzw. Weichgeweben. Genau diese Zone steht jedoch immer mehr im Focus. Beispielsweise bei der Diagnostik früher Stadien der chemischen Karzinogenese [Burchardt D 2013], zur Beurteilung der Lagebeziehung von Zahnimplantaten zum N. alveolaris inferior [Probst 2017] oder im Rahmen der Parodontaldiagnostik [Juerchott 2020].

Grundvoraussetzungen für eine WS-Induktion ist die Position des Materials in einem größeren Gradienten. Im Isozentrum des MRT tritt sie deshalb kaum auf, mit zunehmender Entfernung davon steigt sie rasch an [Graf 2005]. Auch die Orientierung zu B_0 spielt eine wichtige Rolle: Liegen länglich geformte Implantate parallel zum Hauptfeld, sind die Artefakte deutlich kleiner ausgeprägt als bei rechtwinkliger Lage [Bartels 2001]. Aus werkstoffkundlicher Sicht ist eine für das Ausmaß der WS-Induktion wichtige Eigenschaft deren in mm ausgedrückte Eindringtiefe δ . Bei Objekten mit geringem δ -Wert ist die Stromdichte an ihrer Oberfläche größer. Dementsprechend stärker ist auch das darin induzierte elektromagnetische Feld, welches seinerseits die bei der MRT entstehenden Artefakte auslöst. Die Berechnungsformel der Eindringtiefe zeigt, dass die angenommene Unabhängigkeit dieser Artefakte von der Magnetisierbarkeit nicht zutrifft, denn neben der elektrischen Leitfähigkeit σ geht auch die mit der Suszeptibilität eng verwandte magnetische Permeabilität μ_r des Objektes umgekehrt proportional in die Berechnung ein:

$$\delta = \frac{16}{\sqrt{f \cdot \mu_r \cdot \sigma}}$$

Aus dieser (in der medizinischen Literatur nicht gefundenen) Formel geht hervor, dass auch die Stärke der elektrische Leitfähigkeit kein alleiniger Prädiktor für das Ausmaß der WS-Artefakte sein kann, was jedoch oft angenommen wird. Im Sinne einer möglichst geringen Artefaktentstehung scheinen unter den Dentalmetallen (ohne Einbeziehung der Stähle) Amalgame und Edelmetall-Legierungen den besten Kompromiss aus niedrigen μ_r - und mäßigen σ -Werten zu bieten [Starcukova 2008].

Im Gegensatz zu den Suszeptibilitäts-Artefakten ist unter Medizinern das Wissen um diese „eddy current artifacts“ deutlich weniger verbreitet: Suh et al. zeigten die um Titanschrauben gering ausgedehnten Artefakte, die sich bei B_0 -paralleler Orientierung fast halbierten. Obwohl sie diesen Effekt bei den insgesamt viel größeren Artefakten um Edelstahlschrauben (AISI 316L) nicht sahen, empfahlen die Autoren, alle Metallobjekte möglichst parallel zu B_0 auszurichten. Ihnen fiel nicht auf, dass ihr Ergebnis exakt die physikalischen Gegebenheiten bei WS-Artefakten widerspiegelt und nicht auf Suszeptibilitäts-Artefakte anwendbar ist [Suh 1998].

Mitunter sind auf den Abbildungen einschlägiger Publikationen typische WS-Artefakte erkennbar, die von den Autoren nicht als solche beschrieben werden [Poorsattar 2016, Geibel 2019, Bohner 2020]. Obwohl die Permeabilität der Titan grades 1 bis 5 (also auch der Sorte 3.7164 mit 0,03% Eisen) maximal bei 1,00005 liegt, werden die WS-Artefakte um Titan oft auf ferromagnetische Bestandteile zurückgeführt [Eggers 2005, Duttenhoefer 2014]. Fache et al. vermuteten offenbar einen linearen Zusammenhang zwischen Konduktivität und Artefaktgröße und nahmen an, Zahngold müsse wegen seiner hohen elektrischen Leitfähigkeit auch ausgedehnte WS-Artefakte erzeugen. Sie berichten erstaunt, dass im Scan eines mit Goldrestaurationen versorgten Probanden keine Verzerrung auftrat [Fache 1987]. In der Studie von Starcukova et al. findet sich die Erklärung dafür: Bei 16 untersuchten Edelmetalllegierungen mit Goldanteilen zwischen 5 und 87 % zeigte sich keine direkte Korrelation zwischen Artefaktgröße und Leitfähigkeit [Starcukova 2008]. Dies bestätigten auch Vashae et al., in deren Studie die Leitfähigkeit einen minimalen Einfluss auf die WS-Entstehung hatte [Vashae 2015].

Manche Autoren differenzieren nicht zwischen Suszeptibilitäts- und WS-Artefakten [Teitelbaum 1988, Rudisch 1998, Kocasarac 2019, Kajima 2020]. Dies wäre jedoch unter dem Aspekt der Artefakt-Unterdrückung sinnvoll, weil für beide Varianten unterschiedliche Algorithmen zur Verfügung stehen [Heiland 2009]. Beispielsweise wären bei Nutzung einer GRE-Sequenz, falls für die Fragestellung sinnvoll, die WS-Artefakte kleiner [Koivula 2002, Geibel 2019]. Dies wäre aber bei hoch permeablen Objekten kontraproduktiv, weil diese bei GRE entsprechend große Suszeptibilitäts-Artefakte auslösen.

1.5 Der Spezialfall: Prothetisch-epithetisch genutzte Haftmagnete im MRT

Mit den um 1965 eingeführten Selten-Erd-Metallen Samarium und Neodym als Legierungspartner von Eisenmetallen begann eine rasante Entwicklung von Dauermagneten, die bei gleichem Energieprodukt immer kleiner dimensioniert werden konnten [Claußen 2001]. Damit wurden sie auch für verschiedene medizinische Anwendungen interessant: Zur Erzeugung einer Schließkraft moderner Stimmprothesen, als Steuerungseinheit für Hydrozephalus-Shunt-Ventile, zur transkutanen Fixation von Cochlea-Implantaten und auch als Halteelement für Zahnprothesen, Obturatoren und die verschiedensten Epithesen zum Ersatz von Augen, Ohren, Nasen oder ganzer Mittelgesichts-Strukturen. Müssen sich die Träger solcher Attachments einer MR-Untersuchung unterziehen, bestehen auch hier die bekannten Sicherheitsrisiken: Translations- und Rotationskräfte sowie Erwärmung. Sie sind bereits unter 1.3.1 und 1.3.2 abgehandelt und bei den hier besprochenen Magnetattachments klinisch irrelevant, soweit deren Befestigung intakt ist. Dagegen ist die MR-Kompatibilität dieser Magnete grundsätzlich nicht gegeben. Je nach Empfindlichkeit der Sequenz entstehen große Suszeptibilitäts-Artefakte (siehe Kapitel 1.4.1), was die Diagnostizierbarkeit der Kopf-Hals-Region deutlich einschränkt.

Wir fanden in einer früheren Studie mit GRE-Sequenz bei 1,5 und auch 3 T etwa gleich große maximale Artefaktradien. Bei typischen SE-Sequenzen war das Artefaktvolumen zwar deutlich geringer, es trat jedoch bei jedem Objekt eine kleinere, kugelförmig komplette Signallöschungszone wenige Zentimeter vom auslösenden Produkt entfernt auf. Da dessen räumliche Orientierung nicht vorhersagbar ist, ergibt sich auch für die deutlich weniger anfälligen SE-Sequenzen die gleiche Abstands-Empfehlung: Falls sich die ROI mindestens 10 cm entfernt befindet, können die fixierten Magnete ohne Diagnostikstörung in situ verbleiben [Blankenstein 2006]. Dies entspricht den Empfehlungen anderer Studien, die bei Erwachsenen übereinstimmend mindestens 9 cm Sicherheitsabstand von Mini-Magneten vorgeben [Todt 2015, Schröder 2018].

Bei Permanentmagneten tritt jedoch ein zusätzliches Kompatibilitätsproblem auf: Ihr Eigenfeld könnte im etwa 10 bis 20fach stärkeren Hauptfeld der heute üblichen 1,5 und 3 T Geräte relevant vermindert oder gar umgepolt werden [Blankenstein 2011]. Um vor einer MRT diese Risiken einschätzen zu können, sind die Unterschiede zwischen den beiden grundsätzlichen Typen solcher Attachments zu beachten: Beim „Monomagnetsystem“ befindet sich der Permanentmagnet regelhaft im abnehmbaren Teil der Prothese/Epithese und wird dem Hauptfeld des Tomographen nicht ausgesetzt. Dort verbleiben nur die hoch ferromagnetischen, aber niedrig remanenten Gegenanker („Keeper“), die fest zementiert sind. Diese Monomagnetsysteme sind zumeist graziler, was ihre Anwendung auf Zahnwurzeln ermöglicht. Dagegen wird das Duomagnetsystem bevorzugt auf Implantaten der Alterszahnmedizin eingesetzt. Es ist das einzige prothetisch-epithetische Kopplungselement, welches bis zu 2 mm dislozierte Ersatzstücke selbsttätig zurück in ihre Ausgangsstellungen ziehen kann. Sein Primärmagnet ist mit dem systemeigenen Instrumentarium jederzeit herausschraubbar. Aber wenn sich die zumeist betagten Patienten nicht mehr an die zahnärztliche Aufklärung erinnern und die Radiologen vor Ort damit keine Erfahrung haben, verbleiben diese Magnete häufig in situ und werden dem Hauptfeld ausgesetzt. Ob es dabei zur Alteration ihres Eigenfeldes kommt, hängt von zwei Faktoren ab: Zunächst von der Positionierung zu B_0 : Ist der Permanentmagnet im Hauptfeld frei beweglich, richtet ihn die Torsionskraft sofort parallel dazu aus. Das worst case scenario ist die antiparallele Fixation eines Magneten zu B_0 . Dann entscheidet die materialspezifische Koerzitivkraft H_C , inwieweit das Eigenfeld vom potenziell entmagnetisierenden Fremdfeld geschwächt wird. H_C wird auch von geometrischen Faktoren wie dem Höhen-Durchmesser (HD-) Verhältnis der Magnete beeinflusst.

2. FRAGESTELLUNGEN

Die beiden Schwerpunkte der vorliegenden Arbeit sind die Vorhersagbarkeit

- der Entstehung von Suszeptibilitäts-Artefakten um fest verankerte zahnärztlich/kieferchirurgische Metallobjekte anhand ihrer Materialkennwerte und
- der an Magnetattachments bei Exposition im MRT auftretenden Alterationen.

Dafür wurden diese konkreten Fragen bearbeitet:

Wie ist hierzulande der Kenntnisstand der am MRT tätigen Radiologen bezüglich der Verwirklichung typischer Risiken im Zusammenhang mit intraoral fixierten Metallobjekten? Wie beurteilen die Kollegen die zur Implantat-Recherche verfügbaren Quellen? Gibt es Fortbildungsbedarf und Interesse an einer direkt intraoral vorzunehmenden Messung der Magnetisierbarkeit fraglicher Objekte? Lässt sich daraus ein Handlungs- und Forschungsbedarf ableiten?

Wie korreliert die in vitro bei SE- und GRE-Sequenzen bestimmte Größe der Suszeptibilitäts-Artefakte um einzelne orthodontische Bauteile mit der Höhe der auf ihnen gemessenen relativen magnetischen Permeabilität und ergibt sich daraus eine Prädiktionsmöglichkeit, falls konkrete Materialangaben nicht zur Verfügung stehen?

Wie relevant sind drei vom Hersteller genannte Einsatzbeschränkungen seines industriell genutzten Permeabilitäts-Messgerätes bei der Anwendung auf zahnärztlichen Metallobjekten? Vermindern sich Präzision und Richtigkeit der Messung auf a) nicht planen, b) remanenten und c) untermaßigen Prüfkörpern? Wie hoch ist die inter- und intra-rater-Reliabilität bei einer experimentellen intraoralen Messung? Beeinflusst das Fehlen einer zahnärztlichen Berufserfahrung die Validität der Messergebnisse?

Welche Ausdehnung und Form haben die Suszeptibilitätsartefakte um Permanentmagnete aus verschiedenen Legierungen und mit unterschiedlichen Magnetisierungsrichtungen sowie deren hoch ferromagnetische Gegenlegierungen bei typischen MRT-Sequenzen unter in-vitro-Bedingungen?

In welchem Ausmaß wird das Eigenfeld hoch koerzitiver, zahnärztlich/kieferchirurgisch genutzter SmCo-Magnete durch die Exposition im 1,5 und 3 Tesla MR-Hauptfeld (B_0) alteriert? Welchen Einfluss hat die Positionierung ihrer Magnetisierungsachse zu B_0 ? Inwieweit und ggf. wie oft ist die Ausgangsfeldstärke exponierter Magnete durch eine industrielle Sättigungsmagnetisierung wiederherstellbar?

3. EIGENE ARBEITEN

3.1 Dentalmetall im MRT - Kenntnisstand, Risikobewertung, Informationsbedarf der Radiologen

Kielburg U, Blankenstein FH (2019): Metallobjekte der Kopf-Hals-Region im MRT - Eine Umfrage unter Radiologen. Der Radiologe 59: 906-911 doi: 10.1007/s00117-019-00589-x.

Ziel war die Beschreibung der Informationslage der Radiologen und die Eruiierung der Handhabung dieser Problematik in der Klinikroutine. Der vierseitige Fragebogen wurde vom Berufsverband Deutscher Radiologen (BDR) als elektronische Version und auf Papier im Verbandsjournal „Der Radiologe“ an seine ca. 1.800 Mitglieder versandt. Zudem wurden die radiologischen Institute von 55 deutschen Universitäts- und Maximalversorgungs-Kliniken angeschrieben. Innerhalb von 16 Wochen gingen aus den Praxen 48 und aus den Kliniken 26 auswertbare Antworten ein, was einer Netto-Rücklaufquote von etwa 3,7 % entspricht. Die Relevanz des Themas zeigt sich an der angegebenen Fallzahl: 23 % der Teilnehmer berichten von monatlich bis zu 10 solcher Fälle, 22 % von 20 und mehr Fällen pro Monat.

80 % der Radiologen würden die MRT auch mit intraoralen Metallobjekten durchführen und ggf. nach Materialentfernung wiederholen. Für diesen Fall würden ca. 53 % alle Metalle entfernen lassen, 40 % nur die Stahl-Produkte. Nur knapp 10 % ist die Unterschiedlichkeit der intraoral verwendeten Edelstahlarten bewusst, aber niemand kann ein konkretes Merkmal nennen.

Die Risiken einer Ablösung oder Erhitzung orthodontischer Apparaturen im 3 Tesla-MRT werden insgesamt als zu hoch eingeschätzt. Auch die Artefakt-Ausdehnung um die zumeist sehr niedrig permeablen kieferchirurgischen Platten, Schrauben und Schienen wird deutlich überschätzt. Es zeigt sich eine signifikant positive Korrelation zwischen der Erfahrung (Dauer Facharztstätigkeit mit MR-Schwerpunkt, Zahl der Kopf-Hals MRT/Monat) und Einschätzung des Artefakttrisikos. Nur ein gutes Drittel der Teilnehmer schätzt die Wirksamkeit Artefakt reduzierender Sequenzen wie z.B. syngo WARP realistisch ein, für 24 % ist diese Modifikation nicht oder wenig relevant, 40 % überschätzen sie dagegen mäßig oder stark.

Der Informationsbedarf erscheint hoch: 82 % wünschen sich eine spezielle Liste der MR-Kompatibilität intraoraler Metallprodukte, sogar 97 % fordern die Pflicht zu deren Deklaration durch die Hersteller. Auch besteht ein deutlicher Weiterbildungswunsch zur Thematik (78,3 %). Für eine intraorale Permeabilitätsmessung zur Prädiktion etwaiger Wechselwirkungen interessieren sich 40,5 %. Bei dieser Gruppe handelt es sich um die erfahreneren Kollegen: 73 % mit 80 oder mehr Kopf-Hals-MRT/Monat, 40 % mit 20 oder mehr Multiband-Apparatur-Patienten/Monat. Aus dem Interesse dieser häufiger betroffenen Radiologengruppe ergibt sich die Legitimation zur Prüfung der Praktikabilität einer solchen Messmethode. Ob sie ausreichend reliabel und valide durchführbar ist, wird eine Nachfolgestudie zeigen.

Radiologe

<https://doi.org/10.1007/s00117-019-00589-x>

© Springer Medizin Verlag GmbH, ein Teil von Springer Nature 2019



Ulrike Kielburg · Felix H. Blankenstein

CharitéCentrum 03 – Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, Abteilung für Zahnärztliche Prothetik, Funktionslehre und Alterszahnmedizin, Charité – Universitätsmedizin Berlin, Berlin, Deutschland

Metallobjekte der Kopf-Hals-Region in der Magnetresonanztomographie

Umfrage unter Radiologen

Bei Patienten mit intraoralen Metallobjekten muss der Radiologe vor jeder MRT abwägen, wie stark die Diagnostizierbarkeit durch Suszeptibilitätsartefakte gestört sein könnte und wie hoch die Risiken von Translation und Torsion dieser Objekte sind. Es fehlen ihm jedoch Informationen zur hierfür entscheidenden Materialeigenschaft: der magnetischen Permeabilität. Sie beschreibt die Magnetisierung eines Materials in einem externen Magnetfeld.

Diese 2017/2018 durchgeführte Umfrage unter Radiologen verfolgte 3 Ziele:

- die Erhebung von Daten zur Häufigkeit und klinischen Handhabung von Patienten mit intraoralen Metallobjekten sowie zur Risikoabschätzung durch die Radiologen,
- die Erhebung der Zufriedenheit der Radiologen mit den verfügbaren Informationen und zum Fortbildungsinteresse auf diesem Gebiet,
- die Eruierung des Interesses an einer intraoralen Permeabilitätsmessung von Metallobjekten.

Methodik

Der erste von 4 Abschnitten des Fragebogens widmete sich dem Status und der Berufserfahrung, welche durch Angaben zur Dauer der Facharztstätigkeit, zur Dauer des ggf. vorliegenden Tätigkeitsschwerpunkts MRT, zu den verschiedenen genutzten Geräten sowie zur Anzahl der Kopf-Hals-Untersuchungen

mit und ohne metallische Apparaturen pro Monat erhoben wurde (Tab. 1, 2, 3 und 4).

Um die klinische Routine im radiologischen Arbeitsalltag zu erkennen, wurde im zweiten Teil des Bogens gefragt, ob metallische Objekte zunächst grundsätzlich in situ belassen oder radikal bzw. selektiv entfernt werden. Zudem sollten die Radiologen angeben, wen sie in unklaren Fällen konsultieren und wen sie ggf. um die Materialentfernung bitten würden.

Bei den Fragen zur Risikoeinschätzung im dritten Abschnitt ging es um eine denkbare Erhitzung oder Ablösung der Objekte bei den Hauptfeldstärken von 1,5 und 3 T. Außerdem sollten die maximal zu erwartenden Artefaktradien und deren Reduktionsmöglichkeit durch entsprechende Sequenzen geschätzt werden. Und schließlich wurde die Artefaktinduzierung durch einige typische Metallobjekte aus dem Bereich der Mund-Kiefer-Gesichts(MKG)-Chirurgie (Osteosyntheseplatten, Distraktoren, Fixationsschrauben und -schienen) erfragt.

Im vierten und letzten Abschnitt wurde die Zufriedenheit der Radiologen mit den von Wissenschaft und Industrie bereitgestellten Information sowie mit den Fortbildungsmöglichkeiten zur MRT-Kompatibilität metallischer Materialien im Kopf-Hals-Bereich erfragt. Zwei Fragen beschäftigten sich mit der möglichen Akzeptanz einer in Entwicklung befindlichen Methode zur intraoralen Permeabilitätsmessung.

Insgesamt wurden 26 Fragen gestellt, für die 16 Fragen des zweiten bis vierten Abschnitts waren jeweils mehrere Antworten zur Auswahl vorgegeben.

Der Fragebogen wurde im Journal *Der Radiologe* veröffentlicht [5] und parallel dazu durch die Geschäftsstelle des Berufsverbandes Deutscher Radiologen (BDR) in einer Rundmail als elektronisch ausfüllbare Variante an dessen rund 1800 Mitglieder versendet. Nach 6 und 12 Wochen folgte je eine Erinnerungs-E-Mail. Außerdem wurden 55 Radiologische Institute an Universitätskliniken und Krankenhäusern der Maximalversorgung in Deutschland angeschrieben. Der Fragebogen konnte handschriftlich oder elektronisch ausgefüllt zurückgesendet werden. Im Begleitschreiben wurde darum gebeten, die Fragen ohne vorherige Literaturrecherche spontan zu beantworten und den Fragebogen auch an Nichtmitglieder des BDR weiter zu geben.

Die Studie wurde anonymisiert ausgewertet. Die statistische Bearbeitung der eingegangenen Antworten erfolgte mit Hilfe von SPSS 23.0 durch Chi-Quadrat-Tests bei Kreuztabellen, Mittelwertvergleichen (T-Test) beim Vergleich zweier Gruppen bzw. Variablen und Varianzanalyse (F-Test) bei mehr als 2 Gruppen. Bei signifikanten Befunden wurde die Verteilung überprüft und ggf. ein nichtparametrischer Test (Mann-Whitney-U-Test) herangezogen. Korrelationen wurden generell nichtparametrisch (Spearman's Rho) berechnet. Das Signifikanzniveau wurde auf 5 % ($p < 0,05$) festgelegt.

Tab. 1 Berufserfahrung der Umfrageteilnehmer – Berufsjahre als Facharzt

	In %
In Weiterbildung	4,0
Bis 5 Jahre	12,4
Bis 10 Jahre	9,6
Bis 15 Jahre	21,2
Bis 20 Jahre	21,3
≥25 Jahre	31,5

Tab. 4 Berufserfahrung der Umfrageteilnehmer – Häufigkeit Kopf-Hals-MRT mit orthodontischen Metallobjekten

	In %
Etwa 1/Monat	25,7
Bis 5/Monat	29,7
Bis 10/Monat	23,0
Bis 20/Monat	6,8
>20/Monat	14,9

Ergebnisse

Innerhalb von 16 Wochen gingen 74 ausgefüllte Fragebögen ein, davon 71 von Fachärzten und 3 von Assistenzärzten. Das sind etwa 3,7% der angesprochenen Radiologen. Der größte Rücklauf kam aus dem Land Berlin (20,3%), gefolgt von Baden-Württemberg (13,5%), Bayern und Nordrhein-Westfalen (je 10,8%). Die übrigen Antworten kamen relativ homogen aus der gesamten Bundesrepublik. Von den Teilnehmern sind 36 in eigener Praxis, 12 als Angestellte in freier Praxis, 22 im Krankenhaus und 4 im Universitäts-Klinikum tätig. Darunter befanden sich 52 BDR-Mitglieder.

Von den 26 Klinikärzten geben 23 als Schwerpunkt die MRT an, einer die Kinder-MRT.

Neunundsechzig Radiologen arbeiten bei 1,5 T, 21 auch am 3 T-Gerät und 6 am offenen MRT mit 1,0 T; 68,9% der Radiologen verwenden nur ein Gerät, 31,1% arbeiten mit mindestens zwei verschiedenen Geräten (Feldstärken).

Deskriptive Auswertung

Routine im Umgang mit Metallobjekten

Insgesamt 79,7% der teilnehmenden Radiologen würden trotz intraoralen Metallobjekten eine MRT durchführen

Tab. 2 Berufserfahrung der Umfrageteilnehmer – Erfahrung am MRT

	In %
>5 Jahre	22,9
6–10 Jahre	18,6
11–20 Jahre	35,7
>20 Jahre	22,9

und ggf. bei fehlender Diagnostizierbarkeit nach Materialentfernung eine erneute Untersuchung vornehmen. Die generelle Entfernung, ausgenommen festsitzende Kronen und Brücken bei Erwachsenen, würden 17,6% anordnen. Niemand spricht sich für die komplette Entfernung auch von metallischem festsitzendem Zahnersatz aus.

Als ersten Ansprechpartner zur MRT-Sicherheit und -Kompatibilität unbekannter Metallobjekte im Kiefer-Gesichts-Bereich nennen 70,3% der Radiologen den jeweiligen Kollegen, welcher die Objekte einbrachte und 39,2% einen Fachvertreter dieses Kollegen. 43,8% holen sich die gewünschten Auskünfte vom Hersteller. Im jeweils aktuellen „Shellock“ (Reference manual for magnetic resonance safety, implants and devices [13]) würden 59,2% nachschlagen. Die kostenpflichtige Internet-Plattform „MagResource“ nennt nur ein Radiologe. An ihren direkten Vorgesetzten würden sich 6,8% wenden (alle Angestellten in Praxis oder Krankenhaus, nicht jedoch an einer Universität).

Bei der Frage nach der Entfernungsnötigkeit konkreter Metalle bzw. Legierungen plädieren 52,7% für das Herausnehmen aller metallischen Objekte. 40,5% würden nur Produkte aus Stahl entfernen. Immerhin 9,5% würden nur spezielle Stahlsorten entfernen, lassen aber offen, welche Sorten dies sein könnten. 8,1% wünschen sich ggf. sogar die Entfernung von Metalloxidkeramiken wie Aluminium- und Zirkoniumoxid, die gar keinen Metallcharakter aufweisen. Drei Kollegen weisen extra auf die aus ihrer Sicht nötige Entfernung „Shellock-suspekter Produkte“ wie magnetische Implantate, metallische Piercings und ringförmige Produkte mit der Gefahr einer Strominduktion hin.

Bei der Frage, wer um die Materialentfernung zu bitten sei, war zwischen

Tab. 3 Berufserfahrung der Umfrageteilnehmer – Häufigkeit Kopf-Hals-MRT

	In %
Bis 10/Monat	14,9
Bis 40/Monat	23,0
Bis 80/Monat	20,3
>80/Monat	41,9

Routine und Dringlichkeit zu differenzieren: Im Routinefall würden 83,6% die jeweils einbringenden Kieferorthopäden ansprechen. 45,2% würden sich dazu an einen MKG-Chirurgen wenden, 15,2% an einen mit ihnen kooperierenden Zahnarzt. Ein Radiologe wählte den regionalen zahnärztlichen Notdienst aus. Bei dringlichen Fällen fällt die Reihung anders aus: An erster Stelle stünden dann die MKG-Chirurgen mit 46,6% und erst an zweiter Stelle (35,6%) die einbringenden Zahnärzte. Mit 21,9% folgen die kooperierenden Zahnärzte und mit 13,7% der zahnärztliche Notdienst. Einen Zahntechniker würden im Routinefall zwei, in dringlichen Fällen drei Radiologen bitten.

Risikoabschätzung

In **Tab. 5** wird dargestellt, wie hoch die beiden typischerweise vor MRT zu beachtenden Risiken der Ablösung und Erhitzung kieferorthopädischer Multi-band(MB)-Apparaturen eingeschätzt werden.

Zur Abschätzung des Artefakttrisikos wurden 3 Fragen gestellt:

- Nach den maximalen Artefakttradien um ferromagnetische Objekte in der dafür anfälligen FLASH-Sequenz bei 3 T: 13,9% erwarten höchstens 5 cm, 63,9% bis zu 10 cm (diese Antwort wird durch Literaturdaten gestützt [4]) und 22,2% bis zu 15 cm.
- Nach der Wirksamkeit artefaktreduzierender Sequenzen wie z. B. Syngo WARP: 11,4% halten diese Einstellungen für diagnostisch irrelevant. Die weiteren Antworten verteilen sich wie folgt:
 - Reduktion um bis zu 10%: 12,9%
 - Reduktion um bis zu 30%: 35,7% (durch Literatur-Daten gestützt [23])
 - Reduktion um bis zu 50%: 25,7%
 - Reduktion um bis zu 70%: 14,3%

Radiologe <https://doi.org/10.1007/s00117-019-00589-x>
© Springer Medizin Verlag GmbH, ein Teil von Springer Nature 2019

U. Kielburg · F. H. Blankenstein

Metallobjekte der Kopf-Hals-Region in der Magnetresonanztomographie. Umfrage unter Radiologen

Zusammenfassung

Hintergrund. Obwohl in den letzten Jahren mehr zu den Wechselwirkungen metallischer Dentalobjekte mit der Magnetresonanztomographie (MRT) geforscht wurde, sind Radiologen vor einer anstehenden Untersuchung oft unsicher, wie mit diesen Objekten umgegangen werden sollte. Einerseits will man den Patienten keine unnötige Materialentfernung mit entsprechenden Kosten und Schäden zumuten. Andererseits wird befürchtet, dass die Diagnostik durch Suszeptibilitätsartefakte beeinträchtigt wird und die Untersuchung wiederholt werden muss. Offensichtlich fehlt es an ausreichenden Daten zu den fraglichen Materialien.
Fragestellung. Ziel dieser Umfrage war die Beschreibung der aktuellen Informationslage der Radiologen zum Thema „Metallobjekte

der Kopf-Hals-Region in der MRT“ und die Eruiierung der praktischen Handhabung dieser Problematik im radiologischen Arbeitsalltag. Daraus sollte ggf. ein Handlungs- und Forschungsbedarf abgeleitet werden.
Material und Methoden. Der Fragebogen wurde in der Ausgabe 9/2017 des Journals *Der Radiologe* publiziert und vom Berufsverband Deutscher Radiologen (BDR) als elektronische Version an seine rund 1800 Mitglieder versandt. Darüber hinaus wurden die radiologischen Institute von 55 deutschen Universitäts- und Maximalversorgungskliniken angeschrieben.
Ergebnisse. Innerhalb des Zeitraums von 16 Wochen gingen 74 auswertbare Antworten ein, was einer Netto-Rücklaufquote von etwa 3,7% entspricht. Die Teilnehmer schätzen

die Risiken einer Ablösung oder Erhitzung orthodontischer Apparaturen insgesamt als zu hoch ein. Die befragten Radiologen stufen die ihnen zur Verfügung stehenden Daten als ungenügend ein, und nahezu einhellig (97,3%) wird eine Deklarationspflicht durch die Hersteller gefordert. Es besteht ein deutlicher Weiterbildungswunsch (78,3%). Für eine intraorale Messung der magnetischen Permeabilität zur Abschätzung etwaiger Wechselwirkungen mit dem MRT interessieren sich 40,5% der Teilnehmer.

Schlüsselwörter

Sicherheit · Artefakte · Wechselwirkungen · Fragebogen · Weiterbildung

Metal objects of the head and neck region in magnetic resonance imaging. Survey among radiologists

Abstract

Context. Although in recent times more research has been done on interactions of metallic dental objects in magnetic resonance imaging (MRI), radiologists are often uncertain whether the objects should be removed or can be retained prior to an impending examination. On the one hand, they want to avoid unnecessary material removal which is associated with costs and potential damage of the dental object. On the other hand, they fear material-induced susceptibility artefacts will impair the diagnostic workup so that examinations will have to be repeated. The lack of information complicates adequate decision making for radiologists.
Aim. The aim of this survey was to evaluate the information that is currently available to

radiologists regarding orthodontic appliances of the head and neck region in the MRI and determine how to handle these situations in a radiologist's every day routine. Therefore, this study can reveal the need for further research.
Materials and methods. The questionnaire was published in the 9/2017 issue of the journal *Der Radiologe* and sent as an electronic version by the BDR (Professional Association of German Radiologists) to their approximately 1800 members. In addition, the radiological institutes of 55 German university and maximum care clinics were contacted.
Results. In all, 74 evaluable responses were received within a period of 16 weeks, representing a response rate of 3.7%.

Altogether, the participants rate the risks of a detachment or heating of orthodontic appliances as too high. The interviewed radiologists categorize the available data as insufficient and they almost unanimously (97.3%) demand a declaration requirement for the manufacturers. There is a clear need for further education (78.3%). Intraoral measurement of the magnetic permeability is considered as a useful tool to determine possible interactions with the MRI by 40.5%.

Keywords

Safety · Artefacts · Interactions · Questionnaire · Further training

- Nach den betroffenen Regionen der zu erwartenden Artefakte um vier typische Metallprodukte aus der MKG-Chirurgie (Tab. 6). Dabei gibt jeweils ein Viertel der Radiologen an, die Auswirkungen der kieferchirurgischen Distraktoren und Fixationsschienen nicht einschätzen zu können.

Informations- und Fortbildungsbedarf

Die Frage, ob vorhandene Listen wie das aktuelle *Shellock-Manual* [13] ausreichend sind, verneinen 45,9% und bejahen 40,5%, während 13,5% unsicher sind.

Eindeutiger ist die Mehrheit bei der Frage, ob eine spezielle Liste zur MRT-Kompatibilität zahnärztlicher und MKG-chirurgischer Materialien sinnvoll sei: Dies wünschen sich 82,4% der Befragten. Der Forderung nach einer Deklarations-

pflicht der magnetischen Eigenschaften durch die Hersteller stimmen 97,3% zu.

Mit der Fortbildungssituation beschäftigten sich 2 Fragen: 66,2% der Antwortenden meinen, das besprochene Themenfeld sei nicht ausreichender Bestandteil der radiologischen Aus- und Weiterbildung, während 12,2% den aktuellen Status für akzeptabel halten. Die Gruppe der Unentschiedenen ist mit 21,6% relativ groß. Die Frage nach einem konkreten Fortbildungswunsch verneinen 12,2%. Mit 9,5% ist hier aber

Tab. 5 Risikoinschätzung

	Überhaupt kein Risiko (%) Antwort durch Literaturdaten gestützt [10–12, 15]	Beachtens- wertes Ri- siko (%)	Sehr ho- hes Risiko (%)
Kommt es zur Ablösung korrek- t befestigter Materialien bei 1,5 T?	83,6	16,4	0
Kommt es zur Ablösung korrek- t befestigter Materialien bei 3 T?	43,3	46,7	10
Kommt es zu klinisch spürbar- er Erhitzung bei 1,5 T?	57,5	41,1	1,4
Kommt es zu klinisch spürbar- er Erhitzung bei 3 T?	22,0	54,3	23,7

Tab. 6 Artefaktausdehnung um typische MKG-chirurgische Metallobjekte

	Direkte Umgebung (%)	Viszero- kranium (%)	Neuro- kranium (%)	HWS (%)	Weiß nicht (%)
Osteosyntheseplatten	91,9 ^a	68,9	35,1	31,1	4,1
Maxillär-mandibuläre Fixati- onsschrauben	91,9 ^a	55,4	16,2	6,8	6,8
Kieferchirurgische Distrakto- ren	71,6 ^a	66,2 ^a	27,0 ^a	13,5 ^a	24,3
Fixationsschienen der Zahn- reihen (Schuchardt-Schiene)	73,0 ^a	60,8	31,3	13,5	25,7

^aAntwortvariante durch Literaturdaten [3, 9] und eigene Messungen gestützt

der Anteil der Unentschiedenen deutlich kleiner. Die große Mehrheit von 78,4 % hat ein konkretes Interesse.

Schließlich wurde die Frage nach der Sinnhaftigkeit einer einfachen Methode zur Bestimmung der magnetischen Eigenschaften unklarer Metallobjekte bereits vor MRT-Untersuchung gestellt: Eine knappe Mehrheit von 51,4 % verneint dies. Unentschieden sind 8,1 %, während 40,5 % dies für sinnvoll halten. Als Zeitaufwand dafür halten 63,3 % bis zu 2 min für akzeptabel; 21 % würden bis zu 5 min und 15,2 % bis zu 15 min aufwenden.

Schließende Auswertung

Erwartungsgemäß zeigt sich eine *signifikant positive Korrelation zwischen Erfahrung* (Dauer der Facharztztätigkeit und des Schwerpunkts MRT, Zahl der Kopf-Hals-MRT im Monat) *und der Einschätzung des Artefaktisikos*. Je länger der MRT-Schwerpunkt besteht, desto eher wird der in FLASH-Sequenzen bei 3 T um Ferromagnetika auftretende maximale Artefaktradius richtig auf bis zu 10 cm geschätzt ($p = 0,006$). Mit längerer Fach-

arztztätigkeit und einem über 20 Jahre bestehenden Schwerpunkt MRT wird tendenziell häufiger konstatiert, dass dieses Thema ausreichend Gegenstand der radiologischen Weiterbildung sei. Trotzdem wünscht sich etwas mehr als die Hälfte dieser höher Berufserfahrenen eine konkrete Fortbildung. Bei der Artefaktvorhersage um verschiedene MKG-chirurgische Objekte bewirkt eine große Berufserfahrung nur in Bezug auf die Osteosyntheseplatten eine signifikant häufiger richtige Antwort: Mit langjährig bestehendem Facharztstatus ($p \leq 0,001$) und MRT-Schwerpunkt ($p = 0,036$) sowie bei sehr häufigen Kopf-Hals-Scans ($p = 0,017$) werden diese Platten korrekt als für das Neurokranium diagnostisch unbedenklich eingestuft (alle Werte aus U-Tests).

Nur 40,5 % der Umfrageteilnehmer zeigt Interesse an einer intraoralen Permeabilitätsmessung vor MRT. Bei dieser Gruppe handelt es sich allerdings um die erfahreneren Kollegen: 73 % von ihnen führen bis zu 80 oder mehr Untersuchungen der Kopf-Hals-Region pro Monat durch, 40 % von ihnen geben an, pro

Monat bis zu 20 oder sogar mehr Patienten mit MB-Apparatur zu untersuchen. Über diese Erfahrungen verfügen in der Gruppe, die eine Permeabilitätsmessung ablehnte, nur 53 % bzw. 8 %.

Von den Befürwortern dieser Messung stehen 90 % auch einer konkreten Fortbildung aufgeschlossen gegenüber. Unter den Kollegen, welche die intraorale Messung für unnützlich halten, sind nur 70 % an einer entsprechenden Fortbildung interessiert.

Von den insgesamt 43,2 % der Radiologen, die im zweiten Teil des Fragebogens angeben, den „Shellock“ bei unklaren intraoralen Metallen zu Rate zu ziehen, meinen später jedoch nur knapp die Hälfte, diese Quelle genüge ihnen in solchen Fällen.

Insgesamt 73 % der Radiologen, die mit diesen internetbasierten Listen zufrieden sind, wünschen sich trotzdem eine zusätzliche Spezial-Liste mit Metallen des Mund-Kiefer-Gesichts-Bereichs. Sogar 77 % von ihnen wünschen sich eine konkrete Fortbildung zu diesem Thema. Im Gegensatz zur Gesamtheit der Antwortenden haben in dieser Gruppe der „Shellock-Zufriedenen“ jedoch nur 27 % Interesse an einer intraoralen Messung der magnetischen Eigenschaften.

Diskussion

Die Bruttoreichweite dieser zufälligen Stichprobe kann anhand des Ausendmodus nur geschätzt werden: Von den rund 1800 Mitgliedern des BDR gelten etwa 1500 als aktiv [14]. Bei den angeschriebenen Kliniken kann mit durchschnittlich jeweils 10 am MRT tätigen Radiologen gerechnet werden. Damit wären mehr als 2000 Radiologen angesprochen worden, was bei einer Gesamtzahl von etwa 6800 Radiologen in Deutschland ungefähr 35 % entspricht. Die Nettoreichweite ist niedriger, da einige Radiologen über verschiedene Wege mehrfach erreicht wurden. Insgesamt nahmen 3,7 % der erreichten Radiologen an der Umfrage teil, was wiederum 1 % aller deutschen Radiologen entspricht. Diese geringe Teilnehmerzahl liegt am statistisch auswertbaren Minimum. Sie lässt sich einerseits wohl mit dem bekanntermaßen straffen kli-

nischen Alltag begründen. Andererseits fühlten sich einige Radiologen wohl auch bei den spezifischen Wissensfragen des dritten und vierten Abschnitts durch fachfremde Kollegen examiniert, was die Bereitschaft zur Mitarbeit gesenkt haben könnte. Obwohl z. B. alle Universitätskliniken angeschrieben wurden, erreichten uns von dort nur 4 Antworten. Mit nur 74 Antworten am statistisch auswertbaren Minimum befindet. So konnten über die deskriptive Auswertung hinaus nur wenige signifikante Zusammenhänge gefunden werden. Dennoch lassen sich einige Tendenzen erkennen.

In der Literatur finden sich keine Daten zur Prävalenz nicht auswertbarer MRT der Kopf-Hals-Region durch dort fixierte Metallobjekte. Diese Umfrage sollte einen Anhaltspunkt für die Häufigkeit dieser Problematik liefern. Dabei zeigt sich die Relevanz des Themas: 23 % der Teilnehmer berichten über monatlich bis zu 10 solcher Fälle, 22 % über bis zu 20 oder sogar mehr Fälle.

Erwartungsgemäß sind nach den jeweils verantwortlichen Kieferorthopäden stets die MKG-Chirurgen erster Ansprechpartner für die Entfernung von MB-Apparaturen, weil die doppelt approbierten das Bindeglied zu zahnärztlichen Fragen darstellen und dort zumeist das nötige Instrumentarium vorhanden ist. Die ebenfalls vorgegebene Antwort, einen Zahntechniker zu bitten, haben 3 Kollegen ausgewählt. Den Radiologen ist also größtenteils bewusst, dass diese Auswahl wegen der fehlenden Approbation der Zahntechniker ungeeignet ist.

Die Beantwortung der Risikofragen zeigt das allgemein sehr hohe Sicherheitsbedürfnis insbesondere am 3-T-Hauptfeld: Eine deutliche Mehrheit hält dort die Möglichkeit eines Abrisses oder einer Erhitzung der MB-Apparatur irrtümlich für „beachtenswert“ oder sogar „sehr hoch“. Indessen ist die Datenlage eindeutig: Die Haftkraft korrekt befestigter orthodontischer Apparaturen auf den Zahnoberflächen wird durch die auftretenden Verschiebe- oder Torsionskräfte im 3-T-Hauptfeld bei Weitem nicht erreicht [15]. Der korrekte Sitz kann ggf. mit einer Pinzette einfach geprüft werden. Auch das Risiko der Überhitzung

wird deutlich überschätzt [10–12]. Bei 7 T wurden selbst ferromagnetische Produkte bei verschiedensten Sequenzen nicht relevant erwärmt [19].

Auch bei der Artefaktausdehnung um vier typische Materialien der MKG-Chirurgie zeigt sich eine große Unsicherheit. Bei Osteosyntheseplatten rechnen 68,9 % mit einer Diagnostikstörung des Viszerokraniums, jeweils etwa ein Drittel meint, dies würde auch das Neurokranium (35,1 %) und die Halswirbelsäule (HWS; 31,1 %) betreffen. Durch die zugehörigen Fixationsschrauben erwarten 55,4 % eine Diagnostikstörung des Viszerokraniums, 16,2 % des Neurokraniums und 6,8 % der HWS. Diese Platten, Schrauben und Schienen (*Schuchardt-Schiene*) werden jedoch entweder aus Titan oder einem stabil austenitischen Stahl mit einer Permeabilität nahe 1,00 gefertigt. Sie erzeugen deshalb nur kleinste Artefakte in ihrer unmittelbaren Umgebung [8]. Eine Ausnahme stellen die Distraktoren dar: Für deren mechanisch stark beanspruchte Bauteile werden mitunter martensitische Stähle genutzt, wodurch in solchen Fällen Artefakte in allen genannten Regionen entstehen. Bei diesen Produkten ist also angesichts der sparsamen Hersteller-Informationen die mit 24,3 % sehr häufige Antwort „weiß nicht“ nur folgerichtig. Diese Unsicherheit wird mit 25,7 % nur bei der als Sofortmaßnahme bei Kieferbrüchen dienenden Schuchardt-Schiene übertroffen. Aber dies ist kein Versäumnis der Radiologen, zu deren Ausbildung die Werkstoffkunde nicht gehört. Und fairerweise ist auf zwei weitere Hemmnisse hinzuweisen:

- Die Informationen zu den magnetischen Eigenschaften werden von vielen Herstellern fast wie Firmengeheimnisse behandelt, was die Autoren dieser Umfrage regelmäßig zu spüren bekamen.
- Auch jüngste Studien über Artefakte durch Edelmetalle ignorieren die Vielfalt der Stähle: Fast immer fehlt deren Bezeichnung, wodurch die Magnetisierbarkeit nicht erkennbar ist bzw. aufwändige Recherchen erfordert [1, 15–18, 22]. Die Suszeptibilität wird mitunter für einzelne Metalle anstatt für die Legierung betrachtet,

woraus sich sogar irreführenden Aussagen ergeben [6, 7]. Und schließlich wird oft nur ein Bracket stellvertretend für die gesamte Produktpalette untersucht [2, 6, 18, 21].

Aus dem Fehlen der Werkstoffdaten resultiert die pauschale Verneinung der MR-Kompatibilität nichtrostender Stähle in der Literatur [8, 15, 20]. Auch ein Blick auf die Liste „Dental Implants, Devices, and Materials“ des „Shellock“ [13] erklärt diese Wissenslücken. Keines der 32 dort aufgeführten Produkte ist noch relevant: 13 von ihnen wurden vor dem Jahr 1990 bewertet. Drei sind Nichtmetalle und von den übrigen Produkten sind 9 vom Markt genommen. Von 6 metallischen Produkten aus Silberamalgam, Titan und Silber ist die MR-Kompatibilität längst bekannt. Zuletzt ist ein Mikrochip aufgeführt, der dem Auffinden herausnehmbarer (!) Prothesen dient. Dass dennoch nahezu die Hälfte der Teilnehmer mangels anderer Quellen auf den „Shellock“ zurückgreift, zeigt den dringenden Informationsbedarf.

Die 40,5 %ige Zustimmungsrates zur intraoralen Messung der magnetischen Permeabilität zeigt das Interesse, die klinische Routine auf eine valide Basis zu stellen. Daraus kann die Legitimation zur Prüfung der Praxisreife einer solchen Methode gezogen werden. Ob sie ausreichend reliabel und valide durchführbar ist, wird eine Nachfolgestudie zeigen.

Limitation dieser Studie

Die Limitation besteht in erster Linie in der geringen Teilnehmerzahl. Auch ist unklar, ob die Fragen des dritten Abschnitts tatsächlich ohne vorherige Literaturrecherche beantwortet wurden.

Fazit für die Praxis

- Vor einer MRT sollte die magnetische Eigenschaft von Metallen im Kiefer-Gesichts-Bereich bekannt sein, um Wechselwirkungen abschätzen zu können. Die verfügbaren Listen zur MRT-Kompatibilität solcher Objekte hielten die Radiologen mehrheitlich für ungenügend.

- Es gibt einen deutlichen Fortbildungsbedarf zu dieser Thematik, zu der Leit- oder Richtlinien fehlen.
- Mit der höchsten Übereinstimmung von 97,3 % fordern die Umfrageteilnehmer eine Deklarationspflicht durch die Hersteller. Dies ist ein Fingerzeig für die Fachgesellschaften und Körperschaften, aktiv zu werden.
- Die Erstellung einer neuen Liste zur MRT-Kompatibilität für die im MKG-Bereich vorkommenden Materialien wünschen sich 82,4 % der Befragten.
- Insgesamt 40,5 % halten eine bei Bedarf durchführbare Permeabilitätsmessung für sinnvoll. Damit könnten gerade bei Notfällen und bei zu sedierenden Patienten nutzlose Untersuchungen oder Materialentfernungen unterbleiben.

Korrespondenzadresse



Ulrike Kielburg
CharitéCentrum 03 – Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, Abteilung für Zahnärztliche Prothetik, Funktionslehre und Alterszahnmedizin, Charité – Universitätsmedizin Berlin Aßmannshäuser Str. 4–6, 14197 Berlin, Deutschland
ulrike.kielburg@charite.de

Einhaltung ethischer Richtlinien

Interessenkonflikt. U. Kielburg und F.H. Blankenstein geben an, dass kein Interessenkonflikt besteht.

Für diesen Beitrag wurden von den Autoren keine Studien an Tieren durchgeführt. Von allen an der Befragung Beteiligten liegt eine schriftliche Einverständniserklärung vor. Die Zustimmung einer Ethikkommission war nicht notwendig. Für die aufgeführten Studien gelten die jeweils dort angegebenen ethischen Richtlinien.

Literatur

1. Abbaszadeh K, Heffez LB, Mafee MF (2000) Effect of interference of metallic objects on interpretation of T1-weighted magnetic resonance images in the maxillofacial region. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 89:759–765
2. Beau A, Bossard D, Gebeile-Chauty S (2015) Magnetic resonance imaging artefacts and fixed orthodontic attachments. *Eur J Orthod* 37:105–110
3. Blankenstein FH, Asbach P, Zachriat C et al (2017) Magnetic permeability as a predictor of the

artefact size caused by orthodontic appliances at 1.5 T magnetic resonance imaging. *Clin Oral Investig* 21:281–289

4. Blankenstein FH, Truong BT, Naumann M et al (2006) Signal loss in magnetic resonance imaging caused by intraoral anchored dental magnetic materials. *Fortschr Röntgenstr* 178:787–793
5. Blankenstein F (2017) Kieferorthopädische und kieferchirurgische Metallobjekte der Kopf-Hals-Region im MRT. *Radiologe* 57:781–785 (Umfrage unter Radiologen)
6. Cassetta M, Pranno N, Cantisani V et al (2017) The effects of a common stainless-steel orthodontic bracket on the diagnostic quality of cranial and cervical 3T-MR images: a prospective, case-control study. *Dentomaxillofac Radiol*. <https://doi.org/10.1259/dmfr.20170051>
7. Costa ALF, Appenzeller S, Cendes F et al (2009) Artifacts in brain magnetic resonance imaging due to metallic dental objects. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 14:E278–82
8. Elison JM, Leggitt VL, Wycliffe ND et al (2008) Influence of common orthodontic appliances on the diagnostic quality of cranial magnetic resonance images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 134:563–572
9. Fiala TG, Paige KT, Yaremchuk MJ et al (1994) Comparison of artifact from craniomaxillofacial internal fixation devices: magnetic resonance imaging. *Plast Reconstr Surg* 93:725–731
10. Görgülü S, Ayyıldız S, Ozen T et al (2014) Effect of orthodontic brackets and different wires on radiofrequency heating and magnetic field interactions during 3-T MRI. *Dentomaxillofac Radiol*. <https://doi.org/10.1259/dmfr.20130356>
11. Hasegawa M, Miyata K, Ishigami T et al (2013) Radiofrequency heating of metallic dental devices during 3.0 T MRI. *Dentomaxillofac Radiol*. <https://doi.org/10.1259/dmfr.20120234>
12. Hasegawa M, Miyata K, Nakabayashi S et al (2015) 3-T MRI safety assessments of magnetic dental attachments and castable magnetic alloys. *Dentomaxillofac Radiol* 44:20150011
13. Sherlock FG (2018) http://www.mrisafety.com/TheList_search.asp?s_list_description=&s_ANYwords=&s_object_category=26/. Zugegriffen: 26.09.2018
14. Das Deutsche Radiologienetz AG (2018) Deutsche Radiologie in Zahlen – ein Überblick. <https://www.radiologie.de/deutsche-radiologie-zahlen/>. Zugegriffen: 25.09.2018
15. Kemper J, Klocke A, Adam G et al (2009) Kieferorthopädische Brackets in der Hochfeld Magnetresonanztomographie: Experimentelle Beurteilung magnetischer Anziehungs- und Rotationskräfte bei 3 Tesla. *Fortschr Röntgenstr* 177:1691–1698
16. Klocke A, Kahl-Nieke B, Kemper J et al (2006) Magnetic forces on orthodontic wires in high field magnetic resonance imaging (MRI) at 3 T. *J Orofac Orthop* 67:424–429
17. Klocke A, Kemper J, Kahl-Nieke B et al (2005) Magnetic field interactions of orthodontic wires during magnetic resonance imaging (MRI) at 1.5 T. *J Orofac Orthop* 66:279–287
18. Okano Y, Yamashiro M, Kasai K et al (2003) Magnetic resonance imaging diagnosis of the temporomandibular joint in patients with orthodontic appliances. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 95:255–263
19. Oriso K, Kobayashi T, Sasaki M, Uwano I, Kihara H, Kondo H (2016) Impact of the static and Radiofrequency magnetic fields produced by a 7T

MR Imager on metallic dental materials. *Magn Reson Med* 15:26–33

20. Patel A, Bhavra GS, O'Neill JRS (2006) MRI scanning and orthodontics. *J Orthod* 33:246–249
21. Wylezinska M, Pinkstone M, Miquel ME et al (2015) Impact of orthodontic appliances on the quality of craniofacial anatomical magnetic resonance imaging and real-time speech imaging. *Eur J Orthod* 37:610–617
22. Yassi K, Ziane F, Chateil JF et al (2007) Évaluation des risques d'échauffement et de déplacement des appareils orthodontiques en imagerie par résonance magnétique. *J Radiol* 88:263–268
23. Zachriat C, Asbach P, Blankenstein FH et al (2015) MRI with intraoral orthodontic appliance—a comparative in vitro and in vivo study of image artefacts at 1.5 T. *Dentomaxillofac Radiol* 44:20140416

3.2 Die magnetische Permeabilität als ein Prädiktor der Artefaktausdehnung im 1,5 T - MRT

Blankenstein FH, Asbach P, Beuer F, Glienke J, Mayer S, Zachriat C (2017): Magnetic permeability as a predictor of the artefact size caused by orthodontic appliances at 1.5 T magnetic resonance imaging. Clin Oral Investig 21: 281-289 doi: 10.1007/s00784-016-1788-1

Suszeptibilitäts-Artefakte um Multiband-Apparaturen beschränken die Diagnostik der MRT. Die daher oft pauschal geforderte Materialentfernung erscheint jedoch aufgrund der Heterogenität der Legierungen und ihrer unterschiedlichen Magnetisierbarkeit unberechtigt. Wegen der im Klinikalltag so schwierigen Recherche dieser Eigenschaft bietet sich die direkte Messung der Permeabilität (μ_r) an, um die je nach Sequenz erwartete Artefaktgröße abschätzen zu können und die Entscheidung zur Materialentfernung auf valider Basis zu erleichtern.

Dazu wurden aus Carbonyleisenpulver-Polymermischungen elf Prüfkörper¹ mit aufsteigendem μ_r zwischen 1,003 und 1,431 hergestellt, die mit $\varnothing = 7,8$ mm und $h = 3,6$ mm stets etwas größer als die typischen orthodontischen Produkte waren. Zur Exposition bei 1,5 T wurden sie in einem mit 36 l CuSO₄-Lösung gefüllten Phantom zentral befestigt. Dieser aus PMMA hergestellte Quader trägt elf einschiebbare Platten mit einem 5 mm breiten Hohlraum, woraus in koronarer und axialer Schicht ein Gittermuster resultiert. Die Mittelplatte trägt die Prüfkörper-Halterung. Die maximalen Artefaktradien wurden bei zwei Standardsequenzen der Kopf-Hals-MRT bestimmt: Turbo-Spin- (TSE) und Gradienten-Echo (GRE). Die aus μ_r und den Artefaktradien gebildeten Wertepaare wurden analysiert, die entstandenen Kurven approximiert. Der Zusammenhang entsprach einer Wurzelfunktion.

Analog dazu wurden die Wertepaare aus den Artefaktradien 21 orthodontischer Produkte (Titan, Al₂O₃-Keramik mit Stahldrähtchen, NEM-Legierungen und verschiedene Stähle) und den auf ihnen mit Hilfe des Gerätes „Ferromaster“ (Stefan Mayer Instruments, Dinslaken/D) gemessenen μ_r -Werten gebildet und in das Koordinatensystem eingetragen. Diese Punkte lagen alle unterhalb der zuvor approximierten Kurven. Bei Kenntnis dieser für die untersuchten Sequenzen erstellten Kurven könnte also durch eine klinische Bestimmung der μ_r -Werte die zu erwartende Artefaktgröße gut abgeschätzt werden.

Parallel wurde geprüft, ob ein starker, aber gleichzeitig sehr leichter NdFeB-Dentalmagnet (Magfit DX 800, Aichi/J) an den benutzten orthodontischen Produkten lotrecht gegen die Gravitationskraft anhaften würde. Dabei zeigte sich eine erstaunliche Diskriminierungsfähigkeit: Bei $\mu_r = 1,001$ kam es nicht zur Anhaftung, dagegen wurde dieser Magnet von den Proben mit $\mu_r \geq 1,003$ gehalten.

¹ Die Rohlinge dieser und in den Nachfolgestudien von uns genutzten Prüfkörper mit konkret eingestelltem μ_r -Wert wurden durch Herrn Daniel Stelmasczyk produziert.

Magnetic permeability as a predictor of the artefact size caused by orthodontic appliances at 1.5 T magnetic resonance imaging

Felix H. Blankenstein¹ · Patrick Asbach² · Florian Beuer¹ · Johannes Glienke³ · Stefan Mayer⁴ · Christine Zachriat¹

Received: 17 November 2015 / Accepted: 7 March 2016 / Published online: 17 March 2016
© Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2016

Abstract

Objectives Artefacts caused by orthodontic attachments limit the diagnostic value and lead to removal of these appliances before magnetic resonance imaging. Magnetic permeability can predict the artefact size. There is no standardised approach to determine the permeability of such attachments. The aim was to establish a reliable approach to determine artefact size caused by orthodontic attachments at 1.5 T MRI.

Materials and methods Artefact radii of 21 attachments were determined applying two prevalent sequences of the head and neck region (turbo spin echo and gradient echo). The instrument Ferromaster (Stefan Mayer Instruments, Dinslaken) is approved for permeability measurements of objects with a minimum size ($d = 20$ mm, $h = 5$ mm). Eleven small test specimens of known permeability between 1.003 and 1.431 were produced. They are slightly larger than the orthodontic attachments. Their artefacts were measured and cross tabulated against the permeability. The resulting curve was used to compare the orthodontic attachments with the test bodies.

Results Steel caused a wide range of artefact size of 10–74 mm subject to their permeability. Titanium, cobalt-chromium and ceramic materials produced artefact radii up to 20 mm. Measurement of artefacts of the test bodies revealed an interrelationship according to a root function. The artefact size of all brackets was below that root function.

Conclusions The permeability can be reliably assessed by conventional measurement devices and the artefact size can be predicted. The radiologist is able to decide whether or not the orthodontic attachments should be removed.

Clinical relevance This study clarifies whether an orthodontic appliance must be removed before taking an MRI.

Keywords MR imaging · Artefacts · Phantom · Permeability · Orthodontic appliances

Introduction

Magnetic resonance images (MRIs) are widely used when further information of soft tissues of the oro-facial region is required. However, artefacts make analysis of these MRIs sometimes difficult or impossible. Metallic appliances in the patients' face and mouth are common sources of these artefacts. The question whether metallic orthodontic multi-bracket appliances should be removed before a MRI still remains open despite many studies [1–5]. With incorporated metal objects, radiologists always have to take three aspects into account: the risks of high-frequency-induced heating, the acceleration of this appliance by the main field and the formation of susceptibility artefacts, which might restrict the diagnostics.

Devices with ferromagnetic properties cause electromagnetic interaction within the magnetic field of MRI. Since 2005, there is one internationally established definition for

✉ Felix H. Blankenstein
felix.blankenstein@charite.de

Patrick Asbach
patrick.asbach@charite.de

¹ Department of Prosthodontics, Geriatric Dentistry and Craniomandibular Disorders, Charité - Universitätsmedizin Berlin, Alßmannshäuser Str. 4-6, 14197 Berlin, Germany

² Department of Radiology, Charité - Universitätsmedizin Berlin, Charitéplatz 1, 10117 Berlin, Germany

³ Ingenieurbüro Johannes Glienke, Abendrotweg 19, 12307 Berlin, Germany

⁴ Fa. Stefan Mayer Instruments, Wallstr. 7, 46535 Dinslaken, Germany

classifying MRI safety by the American Society for Testing and Materials (ASTM):

“MRI safe”: There is no hazard for patient or device during MRI examination or within the control area.

“MRI unsafe”: Patient or the device could be damaged; thus, MRI examination with this incorporated device shall not be performed.

“MRI conditional safe”: The MRI examination with the device requires certain conditions to be safe [6].

High-frequency-induced heating was investigated on brackets and wires at 1.5 T [7], 3 T [8, 9] and 7 T [10]. Depending on manufacturer, an increase in temperature between 0.2 and 3.04 °C was seen, which was concluded as a negligible effect on the surrounding tissues. Even the acceleration force arising in the main field does not represent a risk to the patient because it is below the threshold of the force required for a debonding of orthodontic appliances of up to 60 N by one or more orders of magnitude [2, 10, 11]. The reason for this could be the minimal dimensions and small masses of the brackets and wires, which are thus to be categorised as “MR conditional”. The required condition is the proper bonding to the natural tooth, which can easily be checked even by those with no experience in dentistry.

Extensive susceptibility artefacts around appliances from ferromagnetic metals can in contrast represent relevant problems; there are contradictory recommendations on this topic. One rather invasive strategy is the complete removal of all stainless steel appliances prior to MRI [1, 12–14]. In contrast, a few authors consider the removal of ferromagnetic products as useless because the artefacts generated would not affect the typical MRI target regions [10, 15].

The artefact extent can also be influenced through the selectable investigation parameters of the MRI. The artefact reducing sequence syngo® WARP (Siemens Healthcare, Erlangen, Germany), for example, operates on high-bandwidth optimised radiofrequency pulses and also a high-readout bandwidth. However, with this technique, which is not available for gradient echo (GRE) sequences, in a phantom study with turbo spin echo (TSE) sequences, the artefact radii could be reduced by a third on average which, when evaluated clinically, turned out however to be less relevant [15]. It is also known that faster GRE sequences lead to larger artefact surfaces [16, 17]. The very fast echo-planar-imaging sequence diagnostically cannot be used when intraoral magnetic attachments are present [15].

However, before less artefact-prone sequences or artefact-reducing MRI settings are applied in an individual clinical case, it should be clarified whether artefacts can be expected at all and, if so, how large these might be. To answer this question, the properties of the objects have to be known.

Whereas geometry and volume of these very delicately constructed orthodontic devices play a minor role. Even on the basis of the alloy components, it is not possible to make a prediction because the magnetic properties of the individual metals change completely in an alloy.

Three types of crystalline structures of stainless steel are mostly responsible for magnetic properties. Austenites cannot be magnetised, but special cooling methods and cold forming can change the structure and convert into a martensite with magnetic properties and could cause unwanted interactions during MRI. Ferritic steel can be magnetised [6].

The structure, which is decisive in the various types of steel for magnetic properties, is not a certain predictor of the production of artefacts as it can change significantly through cold deformations in the course of the production process [6, 15].

It would make sense to evaluate the magnetic properties of the material for which, however, the manufacturer is not providing a satisfying declaration.

The magnetic susceptibility χ is a specific property and indicates the degree of magnetization within an external magnetic field [18, 19].

There is a close physical connection between magnetic susceptibility and the relative permeability μ_r ; it can be described by the following equation: $\mu_r = 1 + \chi$.

One solution could be the determination of the relative magnetic permeability μ_r of ambiguous objects directly on the patient: measurements around 1000 indicate paramagnetic properties; no relevant artefacts are produced. However, when permeability increases only by a few hundredths, ferromagnetic properties with corresponding artefact formation are present. For determining the permeability, there are small manageable devices available with the measurement range of $\mu = 1.000$ to 1.999. However, they are regarded as only practicable to a limited extent for the raised question as valid measurements can only be expected from a minimum object volume of approx. 1.6 cm³ (equates to a cylinder with $d = 20$ mm and $h = 5$ mm). Orthodontic brackets and similar products show only a small percentage of this volume.

So the aim of this study is to correct this technically based inaccuracy of the permeability measurement and develop a reliable measurement method for radiologists' clinical work at 1.5 T MRI. Furthermore, by the measuring both parameters' permeability and artefact radius on 21 different attachments, a database for TSE sequence and GRE sequence is founded that can be extended in the future.

The working hypothesis is that the magnetic permeability of the orthodontic products can be so accurately determined with the “Ferromaster” measuring device (Stefan Mayer Instruments Company, Dinslaken, Germany) that the size of the artefacts can be predicted.

Materials and methods

Measurement of the permeability

The “Ferromaster” (Fig. 1) was used for the measurement of the magnetic permeability of the small orthodontic attachments. Behind its probe tip, there is an axially magnetised permanent magnet, which magnetises the specimen to be measured. The distortion of the produced magnetic field is measured with sensitive fluxgate magnet field sensors, and the relative magnetic permeability μ_r is determined. The calibration of the equipment is done with the standards of the National Physical Laboratory (Teddington, England).

However, the Ferromaster only provides valid results for samples with a minimum diameter of 20 mm and a minimum height of 5 mm. In order to test to what extent the Ferromaster can also be used with smaller objects, standardised test specimens were produced.

Standardised test specimens

These cylindrical test specimens ($d = 7.8$ mm, $h = 3.6$ mm) consist of an epoxy resin mass, which has been mixed with carbonyl iron powder in differing proportions in order to produce different permeability values. Eleven different specimens were produced, each with different permeability, from a minimal 1.003 up to a maximal 1.431 (Table 1). In order to receive the true permeability values of the size-reduced test specimens, sufficiently large controls are made from the same mixture and their permeability values were measured with the Ferromaster.

Orthodontic attachments

Twenty-one commercially available orthodontic attachments of varying sizes and alloys made by various manufacturers were available (Table 2). The necessary dimension of the standardised test specimens was derived from the largest of these attachments in order not to fall below the artefact size actually occurring.



Fig. 1 Permeability-measuring device, the “Ferromaster”

Magnet test

In addition to the permeability measurement, the ferromagnetic properties of the orthodontic attachments were tested with a simple “magnet test”. For this, they were brought into contact with a small dental magnet (Magfit DX 800, AICHI/J) and checked to see if the magnet adhered to them. If this were the case, the adhesive force occurring would be greater than the power of gravity acting on the dental magnet [6].

Exposure in the MRI and artefact determination

All standardised test specimens and orthodontic attachments were examined in the MRI scanner and their artefact radii measured. For the experimental artefact determination, a phantom out of PMMA filled with copper sulphate solution was used, which was chambered with air-filled plates, and the specimens were fixed in its centre. The centre of the specimen cannot be identified in the MRI recording due to image artefacts. For this localisation, three orthogonal plexiglass reference rods were placed: one in each of the three planes at a distance of 12 cm from the middle of the specimen as described in a prior publication [15]. All measurement series were carried out in the 1.5 T MRI Magnetom Aera with a maximal gradient strength of 35 mT/m and a maximal increase rate of 125 mT/m/ms (Siemens Healthcare, Erlangen, Germany). For sagittal acquisition, we have chosen the phase-encoding direction anterior-posterior and the frequency-encoding direction feet-head. For coronal acquisition, the phase-encoding direction was left-right and the frequency-encoding direction was feet-head. The whole body resonator coil (WBRC) was used for MRI signal transmission and reception and two representative sequences selected GRE and TSE, which are used for routine diagnostics in the head and neck area (Table 3).

The experimental setup, and the evaluation protocol, referred to the ASTM standard F2119-07 for artefact determination around passive implants. This standard defines that for cylindrical objects, the acquisition of two imaging planes is sufficient. The orthodontic attachments used in this study are very small and relatively symmetric. To simplify, they were considered as small cylinders.

The artefact measurement was done in plane on coronal and sagittal cross sections. In case of emergency, radiologists would like to know for certain in which regions artefacts might be expected; thus, we measured only the largest artefact radius. After selection of the layer with the most extensive artefacts, the biggest artefact radii were measured there with the aid of the freely available Dicom viewer “MicroDicom” (MicroDicom, Sofia, Bulgaria) in both planes. All identifiable signal changes were included (Fig. 2). The artefact radius was defined as the distance between the test body centre and the artefact periphery. The extent of distortions occurring was

Table 1 Magnetic permeability of the test specimens

Test specimens	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
Permeability	1.003	1.01	1.02	1.03	1.035	1.04	1.09	1.104	1.164	1.283	1.431

identifiable using the altered plates of the phantom imaged. It was shown [15] that the distortions have a minor influence on the clinical diagnostics than the signal loss and increase zones. The distortions, which extend to these zones, are very slight and thus irrelevant for diagnostics. Therefore, they were not taken into account.

Creating curves and analysis

The pairs of coordinates of the standardised test specimens formed from the permeability values and artefact sizes measured were approximated in MATLAB (The MathWorks GmbH, Ismaning, Germany) with the “Curve Fitting Toolbox”.

Table 2 Orthodontic attachments and their properties

Attachment (reference number)	Producer	Alloy DIN/AISI-grade	Steel structure
Midi Low Friction (1002-641000)	ODS GmbH Kisdorf/D	Steel: 1.4542/630	Ferritic/martensitic
Euro-Midi Classic (1010-3241401)	ODS GmbH Kisdorf/D	Steel: 1.4542/630	Ferritic/martensitic
Topic (790-312-00)	Dentaurum, Ispringen/D	CoCr	
Equilibrium 2 (790-213-01)	Dentaurum, Ispringen/D	Steel: 1.4404/316L	Austenitic
Equilibrium Ti (780-013-00)	Dentaurum, Ispringen/D	Titanium: 3.7035	
Ultratrim round (785-300-70)	Dentaurum, Ispringen/D	Steel: 1.4301/304; 1.4303/305; 1.4305/303	Austenitic
Rematitan buccal tube (723-020-00)	Dentaurum, Ispringen/D	Titanium: 3.7025 3.7065	
Equilibrium mini (718-442-13)	Dentaurum, Ispringen/D	Steel: 1.4301/304; 1.4404/316L	Austenitic
Discovery SL 2.0 (722-142-13)	Dentaurum, Ispringen/D	Steel: 1.4310/304; 1.4542/630	Ferritic/martensitic
Discovery smart (718-941-13)	Dentaurum, Ispringen/D	CoCr	
Ortho Cast buccal tube (724-092-00)	Dentaurum, Ispringen/D	Steel: 1.4404/316L	Austenitic
Magic lingual tube (722-002-00)	Dentaurum, Ispringen/D	Steel: 1.4404/316L	
Smart Clip 6er (3004-7033)	3M Unitek, Landsberg/D	CoCr	
Victory Tube 6er (3067-9613)	3M Unitek, Landsberg/D	Steel: 1.4542/630	Ferritic/martensitic
Clarity SL 3er (3007-406)	3M Unitek, Landsberg/D	Steel: 1.4404/316L	Austenitic
Brackets Roth (300-05-11)	Dental Vertrieb 2000, Seeheim/D	Al ₂ O ₃ -ceramic	
Bracket Saturn Roth (300-S05-31)	Dental Vertrieb 2000, Seeheim/D	Steel: 1.4401/ 316	Austenitic
Apollo G2 OK (AM1811)	Dental Vertrieb 2000, Seeheim/D	Steel: 1.4301/304	Austenitic
Empower SelfLigating 11 (546396)	American Orthodontics Sheboygan/USA	Steel: 1.4301/304	Ferritic/martensitic
Master Series (mini) 11 (390-1014)	American Orthodontics Sheboygan/USA	Steel: 1.4542/630	Ferritic/martensitic
Master Series (low profile) (393-2001)	American Orthodontics Sheboygan/USA	Steel: 1.4542/630	Ferritic/martensitic

Table 3 MRI settings of two representative sequences

Sequence	T1-GRE sequence (flash)	T2-TSE sequence
Slice thickness	5.0 mm	5.0 mm
Distance factor	30 %	30 %
Voxel size	2.73 mm × 1.37 mm × 5.0 mm	2.73 × 1.37 × 5.0 mm
Repetition time (TR)	100 ms	8550 ms
Echo time (TE)	3.25 ms	61 ms
Flip angle	90°	150°
Bandwidth	380 Hz/Px	190 Hz/Px
Turbo factor	/	20
Number of excitations	1	1

Results

Artefact determination of the orthodontic attachments

Titanium attachments showed artefact radii of up to 11 mm. Attachments from cobalt chrome alloys produced artefact radii of around 20 mm.

With the broad spectrum of steel attachments examined in this study, artefacts of widely varying sizes were found depending on the size and alloy: with TSE images, the artefact radii ranged from 10 to 74 mm, with GRE sequence from 14 to 73 mm (Table 4).

Permeability measurement and magnet test

Table 4 shows the results of the permeability measurement of the orthodontic attachments with the Ferromaster. In four of the steel attachments, the “magnet test” proved to be negative. Nevertheless, small artefacts did occur. In these cases, the maximum artefact radii were 19 mm (TSE sequence) and 22 mm (GRE sequence). The magnet also did not adhere to

the non-steel products (titanium, CoCrMo, ceramic). The permeability value of these objects, which were negative in the magnet test, lays at a maximum of 1.001.

Creating curves and analysis

The values of the artefact radii R of the standardised test specimens were placed over the magnetic permeability μ_r (Fig. 3a–d). The approximation was done with the aid of the “Curve Fitting Toolbox” by minimising the root-mean-square error (RMSE) over all readings according to the equation $R = a * (\mu_r - 1)^b$. The parameter estimation gave rise to values between 85.27 and 114.6 for factor a , as well as values between 0.1759 and 0.2411 for the b exponent. The points of all orthodontic attachments examined lie below the approximated root function of the standardised test specimens (Figs. 3a–d and 4 (key)).

Discussion

The primary goal of this investigation was to make available a reliable method for predicting artefact size to the radiologist. All artefacts of the 21 orthodontic attachments examined were situated below the curves produced with the aid of the test specimens.

The artefacts of the orthodontic attachments are smaller than the artefacts of the control specimens. There are two reasons for this:

1. The orthodontic appliances are smaller than the cylindrical specimens of known permeability. Its size was chosen to be slightly larger than attachments in order not to underestimate the actual artefact size of the orthodontic appliance.
2. The permeability measurement device “Ferromaster” is approved by the manufacturer for samples with a minimum diameter of 20 mm and a minimum height of 5 mm. Orthodontic attachments are less than this minimum size.

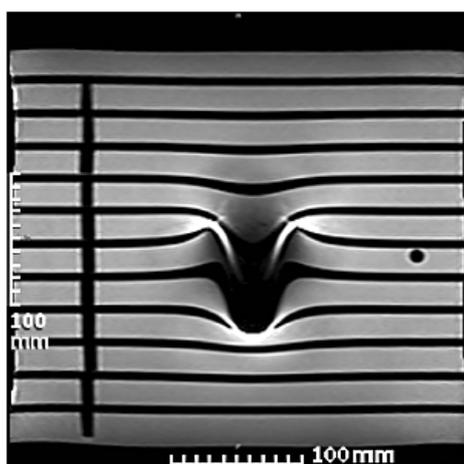


Fig. 2 Artefact of a standardised test specimen ($\mu_r = 1.431$) consisting of signal loss, signal increase and distortions (turbo spin echo sequence, coronal)



Table 4 Results of measuring the magnetic permeability, the magnet test and the associated artefact radii (TSE and GRE sequence)

Attachment	Permeability (Ferromaster)	Magnet test	R_{\max} (mm) TSE cor	R_{\max} (mm) TSE sag	R_{\max} (mm) GRE cor	R_{\max} (mm) GRE sag
Midi Low Friction	1.41	+	57.94	63.51	58.86	68.43
Euro-Midi Classic	1.15	+	42.62	56.73	51.21	59.26
Topic	1	–	10.51	11.10	8.33	16.78
Equilibrium 2	1	–	11.71	16.59	14.36	18.18
Equilibrium Ti	1	–	9.83	10.13	7.27	8.63
Ultratrim round	1.003	+	14.98	18.95	17.97	20.59
Rematitan buccal tube	1	–	8.61	9.76	10.59	9.16
Equilibrium mini	1.001	–	10.44	15.24	10.29	19.85
Discovery SL 2.0	1.444	+	56.96	58.22	54.13	69.03
Discovery smart	1	–	11.23	15.57	17.29	21.40
Ortho Cast buccal tube	1.001	–	13.02	18.91	16.77	21.99
Magic lingual tube	1	–	14.62	16.24	14.18	18.78
Smart Clip 6er	1.298	+	63.78	73.62	65.53	73.00
Victory Tube 6er	1.27	+	63.79	69.13	59.30	73.01
Clarity SL 3er	1	–	8.34	2.80	11.20	9.73
Brackets Roth	1.133	+	46.19	56.58	48.00	55.23
Bracket Saturn Roth	1.36	+	56.63	58.37	53.95	69.27
Apollo G2 OK	1.46	+	61.81	68.01	60.93	71.21
Empower Self Ligating 11	1.172	+	56.61	57.83	56.76	67.54
Master Series (Mini) 11	1.123	+	40.96	56.01	47.28	57.64
Master Series (low profile)	1.139	+	41.92	56.21	48.32	66.53

+ magnet adheres, – magnet does not adhere

Therefore, the measured values are only an approximation of the real magnetic permeability.

The measurement values seem to be larger than the actual magnetic permeability, but this approximation is accurate enough to be applied for predictability of artefacts.

The connection found in the experiment was confirmed for the individual orthodontic object.

Before the permeability-measuring device can be used in the clinical practice, it has to be licensed and undergo regulatory affairs (Medical Devices Act).

The working hypothesis can be confirmed. Manufacturers, orthodontists or radiologists can determine the permeability and the maximal size of the artefact on the basis of reading the respective graphs. Since the artefacts of the attachments lie under the test specimen curves, there is a sufficiently large safety margin to avoid incorrect decisions in the clinical practice. As MRI is time- and cost-intensive and is often also conducted with vital indications, the radiologist should expect a worst-case scenario that the artefact radii

produced might be larger than the ones under in vivo conditions [15]. This difference between in vitro and in vivo results has two reasons:

1. In the structured phantom, the whole artefacts consisting of signal loss, signal increase and distortions are clearly recognisable. The diagnosability in vivo is not affected quite as strongly as in vitro, because some slight signal changes are only barely visible or disappear behind the anatomic structures. But sometimes, a clear diagnosis cannot be taken, because such peripheral artefacts can be seen as possible lesions.
2. The artefact areas are not rotationally symmetrical. However, in order to determine their radii, that signal variety is always used, which lies the furthest from the sample centre. This is why the area of the artefact affected is clearly smaller than the circle, which can be constructed by the biggest radius of the artefact [15]. This concerns in particular the peripheral signal variations occurring with SE sequences.

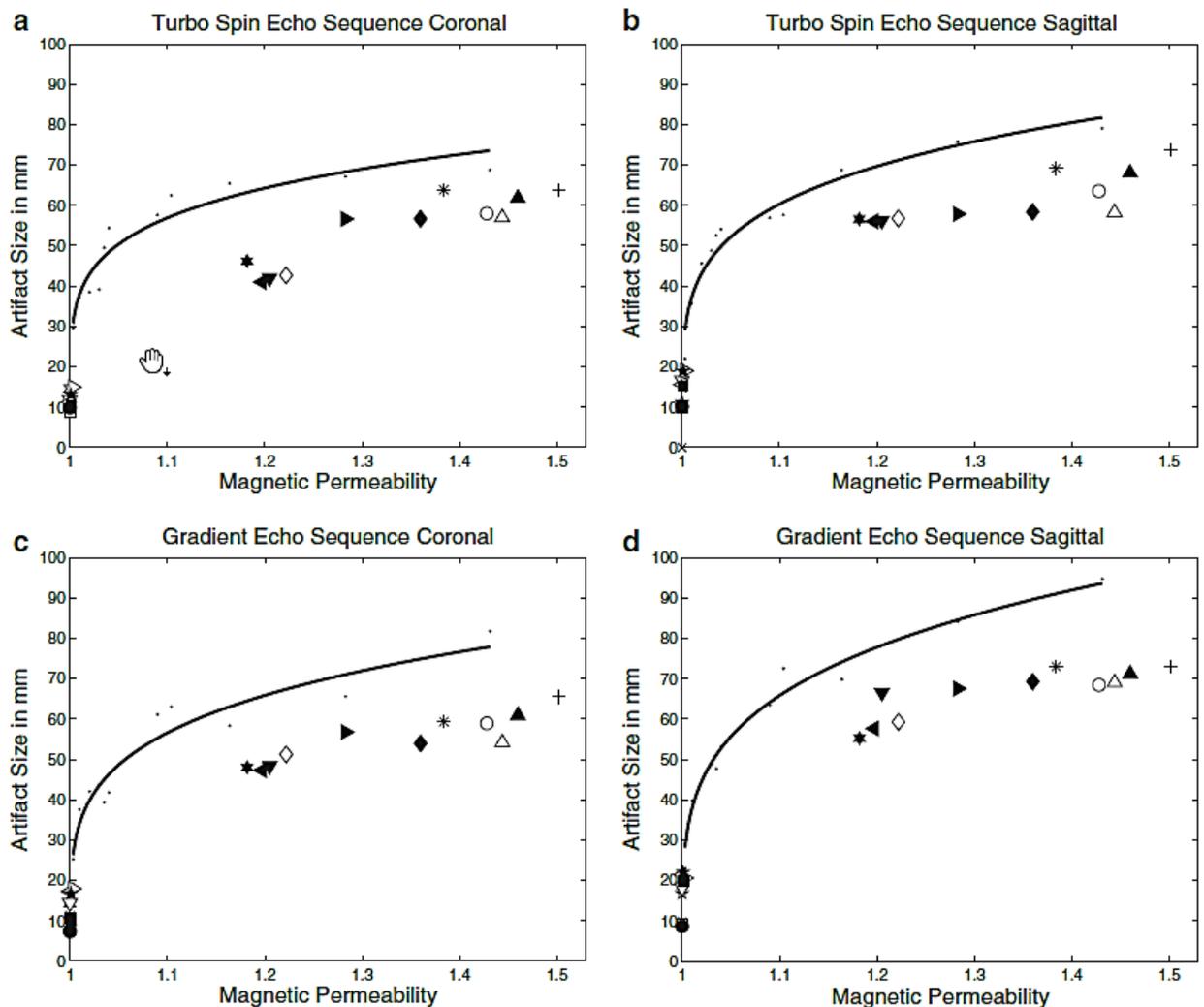


Fig. 3 a Correlation between magnetic permeability and artefact size, turbo spin echo sequence, coronal (1.5 T). **b** Correlation between magnetic permeability and artefact size, turbo spin echo sequence, sagittal (1.5 T). **c** Correlation between magnetic permeability and

artefact size, gradient echo sequence, coronal (1.5 T). **d** Correlation between magnetic permeability and artefact size, gradient echo sequence, sagittal (1.5 T)

In a study about quantitative artefact measurement, it was shown that the interobserver agreement was very high and the maximum deviation, performed by two calibrated observers, was up to 3 mm [15]. Therefore, the evaluation by a second investigator was dispensed within this study.

The artefacts sizes measured in the present study are consistent with prior investigations [17]. It was proven that ferromagnetic attachments can also be left intraorally without a problem if the target region of the MRI is outside the head-neck region. However, if the anatomical structure to be assessed lies within this region, one can measure the permeability in order to predict the dimensions of the artefact.

Numerous of these studies so far with orthodontic attachments exhibit a common methodological error: only a few products made of steel have been examined; however, their

individual magnetic properties dependent on the fabrication have not been taken into account. Thus, Okano et al. [1] state on the basis of only one product examined that stainless steel wires should always be removed before an MRI. Although Elison et al. did find artefacts of clearly different sizes through the two types of steel tested by them 1.4310 and 1.4542, they still concluded that every stainless steel appliance had to be removed as a matter of principle [12]. Beau et al. examined one retainer wire out of steel, whose artefact only affected the oral cavity itself. On the basis of the alloy composition published with 8 to 12 % Ni, it can be assumed that it is an austenitic steel with correspondingly low permeability. Nevertheless, the authors generalised that all retainer wires could be left in the mouth as long as the target region does not also expressly involve the tissues in the oral cavity. In

Standardized Test Bodies	
—	Fitting $a^*(x-1)^b$
+	Smart Clip 6er
*	Victory Tube 6er
x	Clarity SL 3er
○	Midi Low Friction OK
□	Rematitan Bukkalröhrchen
☆	Topic
☆	Magic Lingualröhrchen
◇	Euro Midi Classic
△	Discovery SL 2.0
▽	Equilibrium2
△	Discovery smart
▷	Ulratrimm rund
●	EquilibriumTi
■	EquilibriumMini
★	Ortho Cast
★	Brackets Roth OK
◆	Brackets Saturn Roth UK
▲	Apollo G2 OK
▼	Master Series
▲	Mini Master
▶	Empower Selfligating

Fig. 4 Key to illustrations of Fig. 3a–d

contrast, they require that steel brackets should always be removed based on the investigation of only one presumably ferritic steel product in their study [13].

Among the products tested by Wylezinska et al., there were a bracket, a push coil, a molar band and a steel wire. The respective types of steel were not identified; in addition, their magnetic properties are also missing. And yet the advice is to remove all stainless steel products prior to MRI if at all possible. Furthermore, the authors recommend that their results should be used as a general rule in such cases [14].

All these studies with inductive conclusion are, however, unsuitable for the individual evaluation of the artefacts to be anticipated around appliances of unknown provenance.

A “CAT of the month” (critically appraised topic) produced within the evidence-based practice programme of the University of San Antonio (Texas) also was concerned with the question whether removing of such appliances is necessary prior to MRI [4]. Its authors derived questionable conclusions from the available studies. As for example, they have neglected the variety of austenitic types of steel as well as the differing sequences and target regions of the MRI. The recommendation arising from this is to use non-metallic appliances as a preference if the indication for MRI can be foreseen. However, this is not practical from the orthodontic point of view. Steel brackets represent the golden standard due to their low friction, the fact that they are relatively easy to remove and the good cost-effectiveness. A more practicable possibility for limiting artefacts might be the use of low permeability steel brackets. These are available from several manufacturers; however, clinicians are not able to detect the permeability, as already mentioned.

This is the first study on this topic, based on a variety of different appliances. The following limitations of this study have to be considered.

Findings from 1.5 T MRI examinations cannot be transferred directly to higher field strengths. Generally at 3.0 T, artefact size is more extensive than at 1.5 T MRI configured with the same settings. However, unusually identical settings were made at 1.5 and 3.0 T [20]. Further studies will be necessary to evaluate this effect.

At present, curves exist exclusively for a main field strength of 1.5 T and TSE and GRE sequences, which are however highly relevant parameters in radiological diagnosis. Echo planar imaging (EPI) does not have to be considered in this study, because this sequence is most susceptible to artefacts and cannot be performed with orthodontic devices [15].

The artefact size may vary depending on different MRI parameters on the one hand and patient’s orientation on the other hand. This study was performed in order to demonstrate the worst case. That is why we have chosen standard settings, which were used in daily practice. Under certain conditions, it is conceivable that the measured artefacts will be reduced.

Further investigations are needed for testing wires, retainers and molar bands in order to be able to predict the artefacts of a complete appliance. The wires can, however, be removed without taking a lot of time and expense or causing damage to the dental enamel. This study is an in vitro investigation conducted under ideal conditions. The usability and reproducibility of the Ferromaster under clinical conditions has to be examined in subsequent studies.

Conclusions

Under the restrictions of this study, the following conclusions can be drawn for TSE and GRE sequences in the 1.5 T MRI:

- 1) With ceramic products, titanium or cobalt chrome alloys, artefact radii smaller than 20 mm can be expected.
- 2) The artefact size of steel attachments varies and cannot be predicted without other test methods. Artefact radii between 10 and 74 mm were found.
- 3) With the aid of a dental magnet, it is possible to make a rough estimation of the ferromagnetic properties and the artefacts arising as a result.
- 4) The decisive predictor is the magnetic permeability.
- 5) The permeability measurements with the Ferromaster are sufficiently accurate even with small objects.

Compliance with ethical standards

Conflict of interest All authors declare that they have no conflicts of interests. Dr. rer. nat. Stefan Mayer, co-author of this manuscript and owner of the Stefan Mayer Instruments Company in Dinslaken, undertook the permeability measurements of all samples and produced the

carbonyl-iron test specimens. No financial or material means were provided for this research collaboration. The artefact measurements and image evaluations were conducted separately from the permeability measurement and were done exclusively in the Berlin study group.

Funding The 21 orthodontic attachments have been provided without cost by five producers (Table 2).

Ethical approval This article does not contain any studies with human participants or animals performed by any of the authors.

Informed consent It is not necessary, because no individual participants were included.

References

- Okano Y, Yamashiro M, Kaneda T, et al. (2003) Magnetic resonance imaging diagnosis of the temporomandibular joint in patients with orthodontic appliances. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 95:255–263
- Kemper J, Klocke A, Kahl-Nieke B, Adam G (2005) Kieferorthopädische Brackets in der Hochfeld Magnetresonanztomographie: Experimentelle Beurteilung magnetischer Anziehungs- und Rotationskräfte bei 3 Tesla. *RoFo* 177:1691–1698
- Patel A, Bhavra GS, O’Neill JR (2006) MRI scanning and orthodontics. *J Orthod* 33:246–249
- Hatch J, Deahl TS, Matteson SR (2014) CAT of the month: remove metallic orthodontic appliances prior to MRI imaging. *Tex Dent J* 131:26
- Kajan ZD, Khademi J, Alizadeh A, Hemmaty YB, Roushan ZA (2015) A comparative study of metal artifacts from common metal orthodontic brackets in magnetic resonance imaging. *Imaging Sci Dent* 45:159–168
- Blankenstein FH, Truong BT, Zachriat C, et al. (2015) About the predictability of susceptibility artifacts caused by metallic orthodontic appliances. *J Orofac Orthop* 76:14–29
- Yassi K, Ziane F, Bardinat E, et al. (2007) Évaluation des risques d’échauffement et de déplacement des appareils orthodontiques en imagerie par résonance magnétique. *J Radiol* 88:263–268
- Regier M, Kemper J, Kaul MG, Feddersen M, Adam G, Kahl-Nieke B, Klocke A (2009) Radiofrequency-induced heating near fixed orthodontic appliances in high field MRI systems at 3.0 Tesla. *J Orofac Orthop* 70:485–494
- Gorgülü S, Ayyıldız S, Kamburoglu K, Gökçe S, Ozen T (2014) Effect of orthodontic brackets and different wires on radiofrequency heating and magnetic field interactions during 3-T MRI. *Dentomaxillofac Radiol*. doi:10.1259/dmfr.20130356
- Wezel J, Kooij BJ, Webb AG (2014) Assessing the MR compatibility of dental retainer wires at 7 Tesla. *Magn Reson Med* 72:1191–1198
- Klocke A, Kahl-Nieke B, Adam G, Kemper J (2006) Magnetic forces on orthodontic wires in high field magnetic resonance imaging (MRI) at 3 Tesla. *J Orofac Orthop* 67:424–429
- Elison JM, Leggitt VL, Thomson M, et al. (2008) Influence of common orthodontic appliances on the diagnostic quality of cranial magnetic resonance images. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 134:563–572
- Beau A, Bossard D, Gebeile-Chauty S (2015) Magnetic resonance imaging artefacts and fixed orthodontic attachments. *Eur J Orthod* 37:105–110
- Wylezinska M, Pinkstone M, Hay N, et al. (2015) Impact of orthodontic appliances on the quality of craniofacial anatomical magnetic resonance imaging and real-time speech imaging. *Eur J Orthod*. doi:10.1093/ejo/cju103
- Zachriat C, Asbach P, Blankenstein KI, Peroz I, Blankenstein FH (2015) Magnetic Resonance imaging with intraoral orthodontic appliance—a comparative in vitro and in vivo study of image artefacts at 1.5 Tesla. *Dentomaxillofac Radiol*. doi:10.1259/dmfr.20140416
- Herold T, Caro WC, Heers G, Perlick L, Grifka J, Feuerbach S, Nitz W, Lenhart M (2004) Influence of sequence type on the extent of the susceptibility artifact in MRI—a shoulder specimen study after suture anchor repair. *Fortschr Röntgenstr (RoFo)* 176(9):1296–1301
- Blankenstein FH, Truong BT, Thomas A, Schröder RJ, Naumann M (2006) Signal loss in magnetic resonance imaging caused by intraoral anchored dental magnetic materials. *Rofo* 178:787–793
- Bennett LH, Wang PS, Donahue MJ (1996) Artifacts in magnetic resonance imaging from metals. *J Appl Phys* 79:4712–4714
- Fache JS, Price C, Hawbolt EB, Li DK (1987) MR imaging artifacts produced by dental materials. *Am J Neuroradiol* 8:837–840
- Nitz WR, Runge VM, Schmeets SH (2011) *Praxiskurs MRT*. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York, p. 201

3.3 Präzision, Richtigkeit, Reliabilität der Permeabilitätsmessung metallischer Kleinstobjekte

Blankenstein FH, Kielburg U, Melerowitz L, Stelmaszczyk D: The intraoral permeability measurement as a screening for artifact formation by orthodontic products in MRI. J Orofac Orthop 2021 Nov 4. doi:10.1007/s00056-021-00360-9. Online ahead of print.

Für die Recherche der Magneteigenschaften undeckelter zahnärztlicher Metallobjekte vor MRT bietet sich die intraorale Bestimmung der Permeabilitätszahl μ_r als wichtigem materialbedingten Prädiktor der MR-Kompatibilität an, welche von unserer Arbeitsgruppe [Blankenstein, Zachriat et al. 2017] erstmals in-vitro untersucht wurde. Jetzt soll die Relevanz der vom Hersteller des hierfür genutzten Messgerätes *Ferromaster* angegebenen Einsatzbeschränkungen auf a) untermaßigen, b) nicht planen und c) remanenten Objekten in vitro geprüft und die Eignung dieser Messung als Screening-Instrument in vivo untersucht werden.

Zur Bestimmung von Präzision und Richtigkeit dienten selbstgefertigte Prüfkörper aus einer Carbonyl-Eisenpulver-Polymermischung mit unterschiedlicher Dimension und unterschiedlicher Permeabilität. Zur Klärung, ob eine in den Objekten induzierte Remanenz die Messergebnisse beeinträchtigt, wurden 28 Brackets aus unterschiedlichen Metallen je einem schwachen und starken Fremdmagnetfeld ausgesetzt und die dadurch induzierten Flussdichten mit deren Ausgangswert vor diesen Expositionen verglichen.

Die klinische Prüfung fand an einem Probanden statt, der auf einer herausnehmbaren Schiene eine aus verschiedenen permeablen Brackets und Drähten zusammengesetzte orthodontische Apparatur trug. Für die Berechnung von Validität, Intra- und Inter-Rater-Reliabilität wurden zwei Untersucherguppen aus je vier Zahnärzten und medizinisch-technischen Radiologieassistenten (MTRA) gebildet.

Mit Variationskoeffizienten unter 0,14 % war die Präzision unabhängig von Objektoberfläche und Größe exzellent. Die Richtigkeit war auf Objekten mit $\mu_r \leq 1,002$ hoch. Sie verringerte sich mit steigendem μ_r , wofür größenabhängige Korrekturfaktoren berechnet wurden. Die Intra- und Interrater-Reliabilität sowie Validität waren exzellent und unabhängig von beruflicher Erfahrung mit intraoraler Manipulation.

Die Permeabilitätsmessung ermöglicht eine reliable und mit Hilfe eines Korrekturfaktors auch valide Bestimmung der Magnetisierbarkeit zahnmedizinischer Produkte. Wenn sie als Screening-Instrument zur Erkennung nicht Artefakt verursachender, niedrig permeabler Objekte eingesetzt wird, bedarf es keines Korrekturfaktors. Sie bietet dem Radiologen auch erstmals eine Entscheidungshilfe für die ggf. selektive Entfernung einzelner hochpermeabler Komponenten der Multibandapparatur [Zitat aus dem Abstract der genannten Publikation].



The intraoral permeability measurement as a screening for artifact formation by orthodontic products in MRI

Felix H. Blankenstein¹ · Ulrike Kielburg¹ · Ludwig Melerowitz¹ · Daniel Stelmaszczyk²

Received: 2 December 2020 / Accepted: 22 September 2021
© The Author(s) 2021

Abstract

Aim Metal dental products lack precautionary statements regarding MR compatibility due to an exemption in the labelling obligation. Hence, it is difficult for radiologists to decide whether to remove fixed metal objects in patients prior to MRI. A solution could be the direct determination of the magnetic permeability (μ_r) as a decisive material-related predictor of artifact formation and other interactions. Thus, the applicability of an industrially used measurement device as a screening instrument and the relevance of the manufacturer's application restrictions in vitro and in vivo were tested.

Methods Precision and trueness were tested using self-made test objects with different dimensions and different permeability. To clarify whether the measurement results are affected by the remanence (B_R) induced in the objects, 28 brackets of different materials were exposed to a weak and a strong external magnetic field and the magnetic flux density before and after these exposures was compared. The clinical test was performed on a volunteer with an orthodontic appliance experimentally composed of brackets with different levels of magnetic permeability (μ_r). Validity and intra- and interrater reliability were calculated using two rater groups consisting of four dentists and four medical-technical radiology assistants (MTRA), respectively.

Results With coefficients of variation below 0.14%, precision was excellent regardless of object surface and size. Trueness was high on objects with $\mu_r \leq 1.002$, and decreased with increasing μ_r , for which size-dependent correction factors were calculated. Intra- and interrater reliability and validity were excellent and independent of professional intraoral manipulation experience.

Conclusions The permeability measurement allows for a valid and reliable determination of the magnetizability of intraoral metal objects. When used as a screening tool to detect nonartifact-causing objects, no correction factor needs to be calculated. For the first time, it offers radiologists a decision support for the selective removal of only the highly permeable components of the multiband apparatus.

Keywords Magnetic resonance imaging · Brackets · Validity · Reliability · Artifact-screening

✉ Dr. med. Felix H. Blankenstein
felix.blankenstein@charite.de

¹ Department of Prosthodontics, Geriatric Dentistry and Craniomandibular Disorders, Charité—Universitätsmedizin Berlin, Corporate Member of Freie Universität Berlin, Humboldt-Universität zu Berlin and Berlin Institute of Health, Aßmannshauer Str. 4–6, 14197 Berlin, Germany

² Branch office Stendal, Clinic for Radio oncology, Johanniter Ltd., Wendstraße 31, 39576 Stendal, Germany



Fig. 1 The modified probe head

Abb. 1 Der modifizierte Tastkopf

1.999 with a resolution of 0.001. In the probe head, a permanent magnet generates a constant field of 35 kA/m. Two field probes measure the field inhomogeneity generated during placement, from which μ_r of the object is calculated. The measuring deviation is given with $f = (\mu_r - 1) \times 5\%$ [23]. The device was originally designed for quality control of non-magnetizable stainless steels, e.g. in the vicinity of electron microscopes and MRI devices.

In a previous study with orthodontic products in a chambered phantom, we used the Ferromaster and found a correlation between μ_r and the artifact extension for each a typical spin echo and gradient echo sequence [4]. However, such studies are still not available for the many other sequences and their modifications. In the present study, we now wanted to investigate the extent to which direct permeability measurement can be used to make a valid and reliable decision about leaving or removing small medical metal objects before MRI.

In order to improve handling and hygiene during intraoral use, the manufacturer modified the probe head of the device purchased for this study so that it differed from the series production (Fig. 1).

However, the manufacturer specifies three application restrictions to ensure the measuring accuracy:

- The objects should have a flat surface.
- The objects should have a minimum size of $d = 20$ mm and $h = 5$ mm.
- Objects that have already been exposed to a magnetic field should be demagnetized before permeability measurement due to the induced remanence (B_R) [23].

Yet, these limitations affect the whole range of metallic brackets and wires: they are all significantly smaller than the minimum size (further described as “undersized”), their surfaces facing the oral cavity are not flat, and it is usually unknown whether they have already been exposed to an external magnetic field.

The present study was intended to firstly clarify the relevance of these limitations for clinical use on orthodontic and similar metal objects by determining the precision and trueness of the measurement method on regular and undersized objects under laboratory conditions. Subsequently, the intra- and interrater reliability and the validity of the measurement was determined under clinical conditions. The influence of additionally ligated arch wires on the one hand and the dental professional experience of the raters on the other hand was investigated.

Finally, it was the aim to clarify whether the method is suitable for a screening instrument for the magnetizability of intraoral metal objects.

Materials and methods

In vitro precision

Three objects of different sizes were used for this purpose, including one with an uneven surface (Table 1). After initial zeroing of the device, μ_r of each of these objects were measured 20 times. We used the coefficient of variation (CV), which is calculated as the quotient of the standard deviation and mean value and is expressed as a percentage. Values below 10% are considered as high precision, whereas a CV greater than 30% indicates an unacceptably scattering of the method [19].

In vitro trueness (accuracy of the mean)

By mixing the cold-curing PMMA plastic Technovit 4004 (Kulzer Ltd., Hanau, Germany) with varying amounts of a carbonyl iron powder, a total of 26 masses were produced. Depending on the iron content, their μ_r value was between 1.00 and 1.96. Four cylinders were cast from each of these masses: One reference body each with diameter (d) = 45 mm

Table 1 Determination of the precision of the Ferromaster measurement
Tab. 1 Bestimmung der Präzision der Ferromaster-Messung

Objects	20 measurements \bar{x} of $\mu_r \pm SD$	CV (in %)
Cylindrical calibration body of the Ferromaster with $\mu_r = 1.36$ $h = 9$ mm/ $d = 49$ mm—plane surface	1.360 ± 0.00136	0.10
Cylindrical undersized test specimen $h = 3.6$ mm/ $d = 7.8$ mm—plane surface	1.274 ± 0.00179	0.14
Steel bracket Empower self-ligating 11 (American Orthodontics) $h = 2.2$ mm/ $l = 3.4$ mm—rugged surface	1.280 ± 0.00146	0.11

SD standard deviation, CV coefficient of variation, h height, d depth

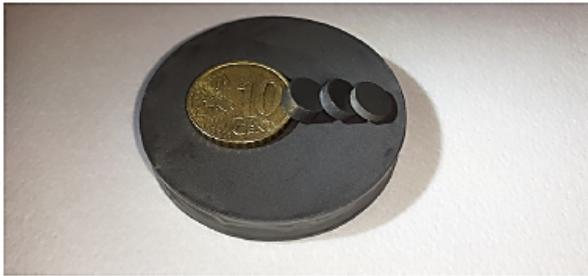


Fig. 2 One of the 26 groups of specimens for determination of in vitro trueness. They each consisted of one sufficiently large reference body and three significantly undersized test specimens. The coin illustrates the size ratios. The physical data are shown in Table 3

Abb. 2 Eine der 26-Proben-Gruppen zur Bestimmung der In-vitro-Richtigkeit. Sie bestanden jeweils aus einem ausreichend großen Referenzkörper und 3 deutlich unterdimensionierten Probekörpern. Die Münze veranschaulicht die Größenverhältnisse. Die physikalischen Daten sind in Tab. 3 aufgeführt

and height (h)=8 mm, which exceeds the required minimum size, and three undersized test specimens each with $d=7.8$ mm and the different heights of 1.6, 2.6 and 3.6 mm (Fig. 2). On a total of 78 test specimens we then measured μ_r , compared it with the values of the 26 associated reference bodies and evaluated the differences mathematically. The set values of the reference bodies were compared with the actual values of the test specimens. A correction factor was determined based on the gradient of the compensation line resulting from the distribution of the points.

Influence of remanence (B_R)

Two specimens each of 14 commercially available metal brackets made of different alloys (Table 2), which according to the manufacturer's specifications had not yet been exposed to a magnetic field, served as test specimens. To check whether a remanent magnetization was already present, the existing flux density (measurement A) was determined initially. The device Teslameter FM 220 (Projekt Elektronik Mess- und Regelungstechnik GmbH, Berlin, Germany) was used for this purpose. Its measuring deviation is stated as $\pm 0.5\% + 2$ digits at 25°C . As a second step, the initial value of μ_r was determined (measurement D). This step also served as the first exposition of the brackets in an external magnetic field, the approx. 0.04 T strong field of the Ferromaster probe. The subsequent measurement of the flux density (measurement B) now showed whether a remanent field was induced in the brackets and at what level.

The second exposure was performed in the main field of a 1.5 T MRI Aera (Siemens AG, Healthcare Sector, Erlangen, Germany). Its point of maximum field strength of 1.9 T is located in the tunnel behind the upper gantry opening. Brackets were positioned for about six seconds in this

“worst case” zone. Then the final determination of B_R (measurement C) and μ_r (measurement E) was performed.

Validity and inter-/intra-rater reliability

Two deep-drawn bite splints made of polymethyl methacrylate (PMMA) with vestibularly attached brackets in the 1st, 2nd and 3rd quadrant were made for an adult test person with naturally healthy teeth. The products selected for this purpose were not equivalent to a clinically applicable device, but they were assembled exclusively on the basis of their different μ_r values between 1.001 and 1.444 (measured under laboratory conditions, uncorrected). In the 1st quadrant a 16-round steel arch made of the metastable austenitic steel 1.4310 was ligated. In the 2nd quadrant a 17/25 titanium–molybdenum (TMA) arch was used, the 3rd quadrant remained without arch. With 21 brackets and two wires a total of 23 measuring points were obtained. The R-package ICC.sample.size was used to calculate the required number of examiners. We assumed an ICC of 0.5 and for the null hypothesis the value 0 with $n=23$ and $\alpha=0.05$ (two-sided). This resulted in a power of over 90% for four examiners. Two groups of examiners were formed, who differed in their professional experience with manipulations in the oral cavity: four dentists employed at a university dental clinic and four medical-technical radiology assistants (MTRA) from a university radiological institute, each with several years of professional experience.

Initially, a 15 min briefing was given on the aim and procedure of the study and on the handling of the measuring device. During the measurements, the test person sat on a simple chair without headrest. No additional instruments were used. At the beginning and at the end of the measurement in each quadrant the device was zeroed. As soon as the examiner had placed the probe head stably on the respective object, he announced the display value. At intervals of 3 weeks, two repeat measurements were carried out under identical conditions. The study was single blinded: Only the study director, who was not involved in recording the measurement results, knew the magnetic properties of the objects used.

Statistical evaluation was performed using SPSS 23.0 (IBM, Armonk, NY, USA). The Cronbach's alpha (α) method was used to quantify the reliability, with values >0.9 indicating excellent agreement [6]. After evaluation of a normal distribution of all measurement series, the single Pearson's correlation coefficient r was applied to compare the intraoral measurement values with the laboratory values (validity). Values between 0.8 and 1 represent a strong to perfect positive correlation [9]. The reliability of the measurement series of the individual examiners was tested by comparing the mean values with the correspond-

Table 2 Induction of remanence in different brackets and its influence on the relative permeability: the used products and alloys, their flux density (A, B, C) and magnetic permeability (D, E) before and after exposure in external fields^b
Tab. 2 Induktion einer Remanenz in verschiedenen Brackets und ihr Einfluss auf die relative Permeabilität: Die verwendeten Produkte und Legierungen, ihre Flussdichte (A, B, C) und magnetische Permeabilität (D, E) vor und nach Exposition in externen Feldern^b

No.	Name	Manufacturer reference number	Material steel grade: AISI/DIN structure	A initial flux density (mT) ^a	B remanent flux density after Ferron-master exposure (mT) ^a	C remanent flux density after 1.9 T exposure (mT) ^a	D permeability μ_r initial value ^b	E permeability μ_r after exposure at 1.9 T ^b
1	Equilibrium [®] Ti	Dentaurum (Ispringen/Germany) 722-501-11	Titanium	0.01 ± 0.02	0.01 ± 0.02	0.01 ± 0.02	1.000 ± 0.001	1.000 ± 0.001
2	Remaitan [®] buccal tube	Dentaurum 723-020-00	Titanium	0.01 ± 0.02	0.01 ± 0.02	0.01 ± 0.02	1.000 ± 0.001	1.000 ± 0.001
3	Topic	Dentaurum 790-312-00	Cobalt chrome molybdenum	0.01 ± 0.02	0.01 ± 0.02	0.01 ± 0.02	1.000 ± 0.001	1.000 ± 0.001
4	Clarity [™] SL 3er	3M [™] Unitek (Landsberg a. Lech/Germany) 3007-406	Al ₂ O ₃ -ceramic inside; 316L/1.4401—stable austenite	0.01 ± 0.02	0.01 ± 0.02	0.01 ± 0.02	1.000 ± 0.001	1.000 ± 0.001
5	Discovery [®] delight	Dentaurum 790-451-00	Steel 316L/1.4404 metastable austenite	0.01 ± 0.02	0.01 ± 0.02	0.01 ± 0.02	1.000 ± 0.001	1.000 ± 0.001
6	Discovery [®] smart	Dentaurum 722-902-11	Steel 316L/1.4404 metastable austenite	0.01 ± 0.02	0.01 ± 0.02	0.01 ± 0.02	1.000 ± 0.001	1.000 ± 0.001
7	Equilibrium [®] -2	Dentaurum 722-301-21	Steel 316L/1.4404 metastable austenite	0.01 ± 0.02	0.01 ± 0.02	0.01 ± 0.02	1.000 ± 0.001	1.000 ± 0.001
8	Equilibrium [®] mini	Dentaurum 718-442-13	Steel 304/1.4301 metastable austenite steel 316L/1.4404 metastable austenite	0.01 ± 0.02	0.01 ± 0.02	0.01 ± 0.02	1.000 ± 0.001	1.000 ± 0.001
9	Victory [™] Tube 6er	3M [™] Unitek 3067-9613	Steel 316L/1.4404 metastable austenite	0.06 ± 0.02	0.03 ± 0.02	0.02 ± 0.02	1.344 ± 0.017	1.338 ± 0.017
10	Bracket Saturn Roth	Dental Vertrieb 2000 (Ailsbach-Hähnlein/Germany) 300-S05-31	Steel 304/1.4301 metastable austenite	0.01 ± 0.02	0.04 ± 0.02	0.03 ± 0.02	1.325 ± 0.016	1.332 ± 0.017
11	Metallbrackets Roth	Dental Vertrieb 2000 300-05-35H	Steel 304/1.4301 metastable austenite	0.01 ± 0.02	0.48 ± 0.02	0.20 ± 0.02	1.472 ± 0.024	1.472 ± 0.024
12	Empower [®] Self Ligating	American Orthodontics (Weil/Germany) 475-1117	Steel 630/1.4542 martensite	0.01 ± 0.02	0.38 ± 0.02	0.24 ± 0.02	1.483 ± 0.024	1.476 ± 0.024
13	Master Series mini [™]	American Orthodontics 390-1014	Steel 304/1.4301 metastable austenite	0.05 ± 0.02	0.37 ± 0.02	0.83 ± 0.02	1.393 ± 0.020	1.392 ± 0.020
14	Midi Low Friction	ODS GmbH (Kisdorf/Germany) 1002-641000	Steel 630/1.4542 martensite	0.02 ± 0.02	0.45 ± 0.02	0.18 ± 0.02	1.384 ± 0.019	1.378 ± 0.018
			Steel 630/1.4542 martensite	0.03 ± 0.02	0.04 ± 0.02	0.02 ± 0.02	1.259 ± 0.013	1.263 ± 0.013
			Steel 630/1.4542 martensite	0.01 ± 0.02	0.07 ± 0.02	0.10 ± 0.02	1.249 ± 0.013	1.249 ± 0.013
			Steel 630/1.4542 martensite	0.03 ± 0.02	0.24 ± 0.02	0.28 ± 0.02	1.217 ± 0.011	1.221 ± 0.011
			Steel 630/1.4542 martensite	0.01 ± 0.02	0.26 ± 0.02	0.23 ± 0.02	1.168 ± 0.008	1.174 ± 0.009
			Steel 630/1.4542 martensite	0.04 ± 0.02	0.62 ± 0.02	0.57 ± 0.02	1.421 ± 0.021	1.424 ± 0.021
			Steel 630/1.4542 martensite	0.04 ± 0.02	0.47 ± 0.02	0.50 ± 0.02	1.422 ± 0.021	1.431 ± 0.022

^aMeasured values with variability display which is always less than or equal to the measurement deviation specified by the manufacturer
^bProduct numbers (rows) 5–8: metastable austenitic products, made by metal injection moulding (MIM). Product numbers (rows) 9–11: metastable austenitic products, made by cold-forming AISI American Iron and Steel Institute, DIN Deutsche Industrienorm

Table 3 Relative permeability of the correctly dimensioned reference bodies and three corresponding undersized test specimens each made of 26 different PMMA-iron mixtures

Tab. 3 Relative Permeabilität der korrekt dimensionierten Referenzkörper und dreier zugehöriger unterdimensionierter Probekörper aus jeweils 26 verschiedenen PMMA-Eisen-Mischungen

PMMA-iron mixture No.	μ_r of the reference body "set values"	μ_r of the three undersized test specimens "actual value" with		
		h= 3.6 mm	h= 2.6 mm	h= 1.6 mm
1	1.000	1.000	1.000	1.000
2	1.013	1.006	1.005	1.004
3	1.028	1.014	1.012	1.010
4	1.040	1.018	1.017	1.013
5	1.062	1.028	1.025	1.021
6	1.089	1.039	1.038	1.032
7	1.101	1.045	1.040	1.034
8	1.132	1.057	1.052	1.042
9	1.159	1.071	1.065	1.052
10	1.173	1.077	1.071	1.057
11	1.191	1.089	1.079	1.063
12	1.205	1.090	1.084	1.067
13	1.225	1.098	1.093	1.074
14	1.242	1.105	1.096	1.080
15	1.271	1.117	1.108	1.085
16	1.301	1.131	1.121	1.097
17	1.346	1.149	1.137	1.110
18	1.375	1.156	1.144	1.115
19	1.425	1.182	1.163	1.128
20	1.495	1.200	1.184	1.147
21	1.540	1.221	1.193	1.157
22	1.588	1.235	1.216	1.164
23	1.636	1.255	1.224	1.177
24	1.725	1.289	1.258	1.196
25	1.784	1.292	1.276	1.210
26	1.962	1.343	1.315	1.254

PMMA polymethyl methacrylate, h height

ing laboratory values. The 5% level was defined as the significance threshold.

Results

In vitro precision

The very low values of the coefficients of variation showed a very high precision both on the calibration body and on the significantly smaller and additionally nonplanar test specimen. Taking into account the device measurement deviation, there was no difference between the results for the objects (Table 1).

In vitro trueness (accuracy of mean)

Table 3 shows the increasing μ_r values of the 26 reference bodies from 1.000 to 1.962 (set values) and the three corresponding test specimens of different heights (here called actual values). Even with the cylinders made from mass two, there was a small difference between the set values and the smaller actual values. This difference increased both with thinner test pieces and with increasing permeability number of the 26 masses. Fig. 3 compares the three actual value curves of the test specimens with the set value curve of the reference bodies. A compensation line $y = m \times x + b$ was generated, which necessarily runs through the y-axis segment $b = 1$. Its gradient shows the percentage of the actual values from the corresponding set value. The reciprocal value of this gradient thus corresponds to the respective correction factor K:

- at h= 3.6 mm: 39.4%; K= 2.54
- at h= 2.6 mm: 35.9%; K= 2.78
- at h= 1.6 mm: 28.3%; K= 3.54

The respective correction factor (K) for the selected test specimen height must be entered into the resulting formula for the calculation of the correct permeability number: $\mu_{r \text{ corrected}} = 1 + (\mu_{r \text{ actual}} - 1) \times K$. This showed that, taking into account the measuring deviation of the Ferromaster, the observed differences each have a constant factor. As shown in Fig. 4, the corrected actual values of the two exemplary selected test specimen heights of 1.6 and 3.6 mm approximately lie on the nominal straight line, indicating that the correction formulae are accurate. The plot of the set and actual straight lines shows that no correction is necessary for a measured permeability number $\mu_{r \text{ actual}} \leq 1.002$.

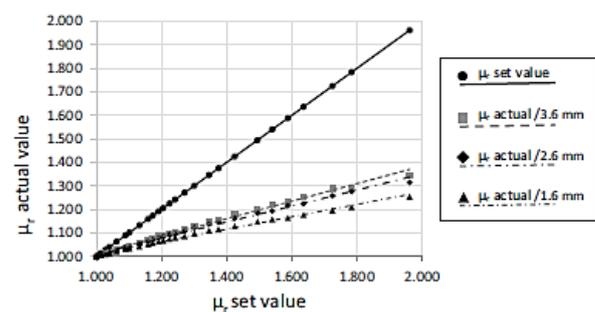
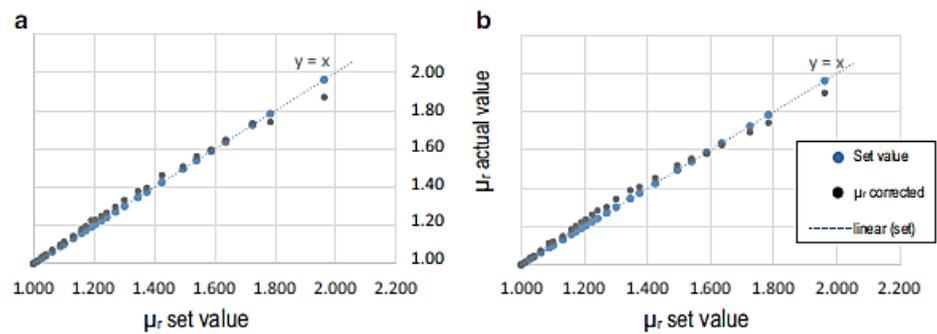


Fig. 3 Comparison of set values and actual values of the relative permeability measured on the 26 reference bodies and the respective three undersized test specimens

Abb. 3 Vergleich von Soll- und Istwerten der relativen Permeabilität, gemessen an den 26 Referenzkörpern und den jeweils 3 unterdimensionierten Prüfkörpern

Fig. 4 Corrected actual values with $\mu_r \text{ corr} = 1 + (\mu_r \text{ actual} - 1) \times K$. **a** Test specimens height 3.6 mm/ $K = 2.54$, **b** Test specimens height 1.6 mm/ $K = 3.54$



Influence of remanence

With regard to magnetizability, the 14 different bracket types in Table 2 can be divided into two groups: The brackets listed under numbers 1–8 consist of various materials: titanium, CoCrMo alloy, ceramic or metastable austenitic steels. They can all be identified as paramagnetic with $\mu_r = 1.000$ by means of the measurement D. They do not amplify an externally applied magnetic field and are considered nonmagnetic by definition. Accordingly, no residual magnetic field could be detected in these brackets after exposure to weak or strong external fields (measurement B and C). All measurements up to 0.01 mT lay within the measuring deviation. The bracket numbers 9–14 are made from metastable austenitic or martensitic steels. Measurement D with $\mu_r \gg 1$ proved them to be ferromagnetic. A weak remanent field of max. 0.6 mT was induced by contact with the probe (measurement B), which did not further increase after the second exposure at 1.9 T (measurement C). μ_r did not change after MRI exposure in all 14 bracket types (measurement E) compared to the initial value (measurement D). Any differences that occurred lay within the measuring deviation. Thus, the induction of a remanent field did not affect the results of the permeability measurement.

Reliability and validity

First, the interrater reliability within the two groups was calculated across all 23 measuring points (Table 4). The group of the dentists showed excellent agreement in their measurements indicated by a Cronbach's alpha (α) of 0.992. The correlations between the individual dentists lay between 0.975 and 0.960. There were no significant differences between the four group members. In the group of the MTRAs, a slightly lower but also excellent agreement was achieved with $\alpha = 0.979$. With correlations of 0.974 and 0.865 they showed greater interindividual differences than the dentists.

The intrarater reliability was excellent for all study participants and over the 23 measurement points: The dentists

tended to be slightly better than the MTRAs with α between 0.994 and 0.964 and between 0.981 and 0.918 respectively.

The calculation of validity (agreement between intraoral measured values and laboratory values) showed very strong positive correlations for all 23 measuring points for both dentists (Pearson correlation $r = 0.967$) and MTRAs ($r = 0.922$) (Table 5). Evaluation of these correlations [16] showed that the dentists had a better agreement with the laboratory values than the MTRAs ($p = 0.002$).

Differences between the groups were found for the deviations of the mean values of the measurements from the laboratory values. Among the dentists, a very small, non-significant deviation of -0.003 was found. For the MTRAs, the deviation was -0.016 . It differed both from the laboratory value ($p = 0.011$; $T = -2.60$; $df = 91$) and from the dentists' results ($p = 0.032$; $T = 2.18$; $df = 91$).

To determine the influence of the two ligated arch wires, Cronbach's α and the Pearson correlation were calculated separately for the quadrants with and without arcs (Tables 4 and 5).

The separate determination of the validity showed that the difference between dentists and MTRAs in the overall calculation was caused by the ligated arches, because this difference was not found in the individual examination of the 3rd quadrant (without arch wires). Overall, however, the agreement values and correlations consistently remained in the excellent or strongly positive range. Fig. 5 shows the scattering caused by the arch wires.

Discussion

Until now, radiologists and orthodontists did not have a valid and on-site available database for deciding whether intraoral metal objects can remain in situ prior to a head and neck MRI. We proposed a direct measurement of the relative magnetic permeability with an appropriate device (Ferromaster) and investigated its applicability under intraoral conditions. With its upper measuring range limit of

Table 4 Agreement of measured values between the examiners and between repeated examinations with joint and separate calculation of the quadrants

Tab. 4 Übereinstimmung der Messwerte zwischen den Untersuchern und zwischen wiederholten Untersuchungen bei summarischer und bei separater Berechnung der Quadranten

Cronbach's α	Summarized calculation 21 brackets, 2 arch wires ($n=23$)	Separate calculation of the 1st, 2nd and 3rd quadrant		
		With steel wire ($n=7$)	With Ti-Mo wire ($n=7$)	Without wire ($n=7$)
<i>Dentists</i>				
Interrater reliability	0.992	0.987	0.990	0.997
Intrater reliability	0.994–0.964 best/worst rater	0.983 summarized	0.954 summarized	0.986 summarized
<i>MTRA</i>				
Interrater reliability	0.979	0.984	0.956	0.995
Intrater reliability	0.981–0.918 best/worst rater	0.939 summarized	0.945 summarized	0.976 summarized

MTRA medical-technical radiology assistants

Table 5 Agreement of the clinically and in vitro determined permeability with joint and separate calculation of the quadrants with and without arch wires

Tab. 5 Übereinstimmung der klinisch und in vitro ermittelten Permeabilität mit gemeinsamer und separater Berechnung der Quadranten mit und ohne Drahtbögen

Pearson correlation	All measuring points ($n=23$)	3rd quadrant without wires ($n=7$)	1st and 2nd quadrant with metal wires ($n=14$)
Dentists	0.967*	0.984	0.966**
MTRA	0.922*	0.960	0.917**

MTRA medical-technical radiology assistants

* $p=0.002$, ** $p=0.009$

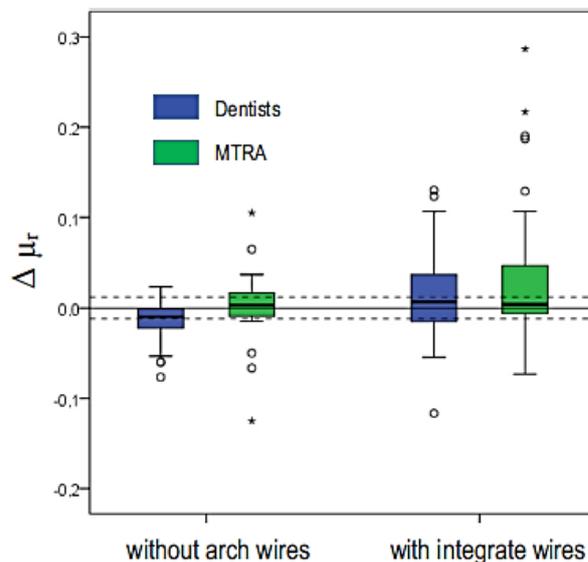


Fig. 5 Average deviations ($\Delta\mu_r$) of the clinical permeability measurements from the laboratory values on brackets with and without arch wires. The dashed line shows the measurement deviation of ± 0.012

Abb. 5 Die gemittelten Abweichungen ($\Delta\mu_r$) der klinischen Permeabilitätsmessungen auf Brackets mit und ohne Drahtbogen von den entsprechenden Laborwerten. Die gestrichelte Linie zeigt die Messabweichung des Gerätes von $\pm 0,012$

1.999 it is suitable for all potential metals. They can be divided into two groups based on their magnetizability:

- Alloys based on titanium, cobalt and nickel as well as stable austenitic stainless steels with $\mu_r < 1.01$
- Metastable austenitic or martensitic steels with μ_r up to 1.8.

Keepers for monomagnetic attachments are an exception as they are specifically manufactured from highly ferromagnetic alloys such as PdCo ($\mu_r \approx 240$). In these, the maximum value of the measuring range of 1.999 is displayed. We tested the accuracy of the measurement under the manufacturer's application restrictions for undersized, nonplanar and remanently magnetizable objects. Due to its conformity to EN 60404-15 and ASTM 342, a high precision of the measuring device was to be expected. However, we were able to show that the precision is excellent even on clinically used small, nonplanar objects.

The trueness as a second accuracy criterion was decreased on our undersized objects. Nevertheless, we were able to show that the true (target) μ_r values of strongly undersized objects can be calculated with sufficient accuracy from the nonexact (actual) values by experimentally created correction formulas. The exemplary determined correction factors apply to the respective volume. However, the determined curves demonstrate that this is a proportionally systematic deviation which only occurs when leaving the starting point of the curves. This results in the following statement which is essential for a screening: independent of the object size and taking into account the measuring deviation, a measurement result of the Ferromaster of $\mu_r \leq 1.002$ is always correct.

The third manufacturer's restriction to only use the measuring device on remanent objects after they have been demagnetized is intended to prevent the permanent magnet in the probe from being altered by external fields and thus rendering the device unusable. In fact, products 9–14 (Table 2) were already magnetized by exposure to the weak field of

the probe, but these remanent fields did not further amplify after exposure to the main field of the MRI, which is about 40 times stronger. The first exposure of these soft magnetic steel types which are typically used for medical purposes already produced saturation magnetization, which can no longer be increased. The remanence of medical steels that occurs at magnetic saturation is far too low to affect the measuring probe. Thus, our study shows the irrelevance of this use restriction of the manufacturer for planned clinical application. The only exception are intraoral primary magnets of the duo-magnet attachments which are used for anchoring implant-supported dentures or epitheses. Their field can be up to 140 mT and would render the small magnets of the Ferromaster probe useless. Thus, anamnesis prior to MRI should involve asking for intraoral fixed mini magnets when the patient is wearing a removable prosthesis.

This is because MR exposure of such magnets leads to maximal artifacts and may further, depending on their position to B_0 , cause insufficiency of the attachments. When in doubt, a simple field sensor in the form of a small bar magnet, freely rotatable in all axes, can be applied to determine whether the object is a magnet or just a ferromagnetic product.

In the present study, we were able to show that possible artifacts can be better predicted with a direct permeability measurement than by knowing the present alloy. This is demonstrated by some of the products listed in Table 2: product No. 8 consists of two steels (DIN 1.4404 and 1.4301) with a metastable austenitic structure. Accordingly, μ_r was 1.00. The magnetizability declared in the steel standard and the measured magnetizability agree. This is due to the production process “metal injection moulding” (MIM), where the original microstructure is retained in the final product. Products No. 9, 10 and 11 are made of the same steel grades, but our measurements showed μ_r values up to 1.48. This massive discrepancy is due to local martensite formation caused by cold deformation or hardening during the production process, which makes them magnetizable [7, 15].

As an example, this is shown in two patients wearing similar orthodontic appliances in the posterior region during MR examination (Figs. 6 and 7): The metal brackets were made of metastable austenites of the same grade; however, the way the brackets were manufactured was very different. In patient A (Fig. 6), brackets were cold-formed products that triggered major artifacts. In patient B (Fig. 7), brackets had been manufactured using the MIM process and were not visible in the imaging.

On the other hand, a μ_r reduction is also possible without changing the official specification of a steel. For example, μ_r of grade 1.4301 can be reduced from 1.075 to 1.011 by solution annealing [10]. Products with this reduced value are considered nonferromagnetic and would not produce any

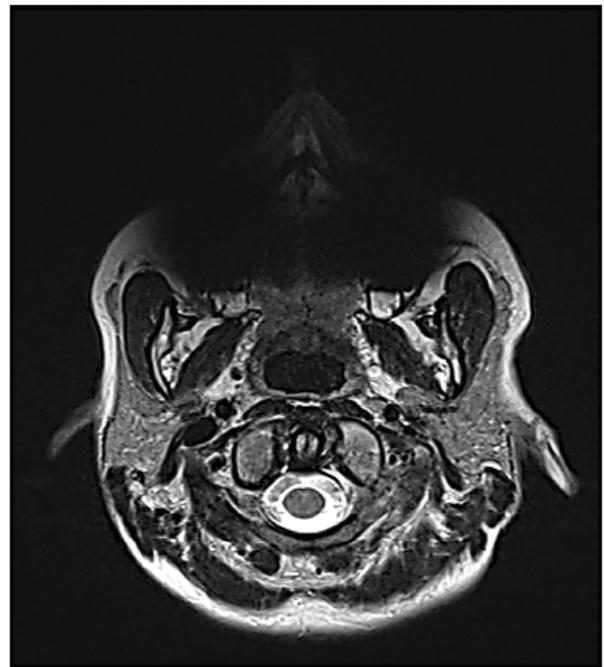


Fig. 6 Patient A: MRI image (1.5 T): transversal section at the level of the dens axis, T2-weighted TSE sequence (TR: 5.700/TE: 112). Ceramic brackets on the anterior teeth, metal brackets on premolars and molars, made of the metastable austenitic steel grade 1.4301 (Dental-Vertrieb 2000 GmbH, Alsbach-Hähnlein, Germany). Measured permeability $\mu_r = 1.472$. Limited assessability due to susceptibility artifacts
Abb. 6 Patient A: MRT-Bild (1,5 T): transversaler Schnitt auf Höhe des Dens axis, T2-gewichtete TSE-Sequenz (TR: 5.700/TE: 112). Keramikbrackets an den Frontzähnen, die Metallbrackets an den Prämolaren und Molaren sind aus dem metastabile austenitischen Stahl 1.4301 (Dental-Vertrieb 2000 GmbH, Alsbach-Hähnlein/Deutschland) hergestellt. Gemessene Permeabilität $\mu_r = 1,472$. Eingeschränkte Beurteilbarkeit aufgrund von Suszeptibilitätsartefakten

relevant artifacts in the MRI. Since this state is not subject to declaration, it can only be found by direct measurement.

In a survey among radiologists in Germany, 40% of the participants were open to the idea of a clinical intraoral permeability measurement [14]. In the present study we have shown for the first time that this is feasible with excellent reliability and validity and without professional dental experience. The slightly poorer MTRA results could be further improved with feedback training (comparison with laboratory values). Because of the blinding effect, this was omitted in this study. The outliers observed in Fig. 5 were most likely due to positioning errors during the measurement on the ligated arch wires.

In order to prevent an unintended learning effect among the study participants and to exploit the full measuring range of the Ferromaster, we placed different brackets and tubes made of different alloys and from different manufacturers on the appliance of the test subject. In clinical reality, measurement should be even simpler, as the compilation of

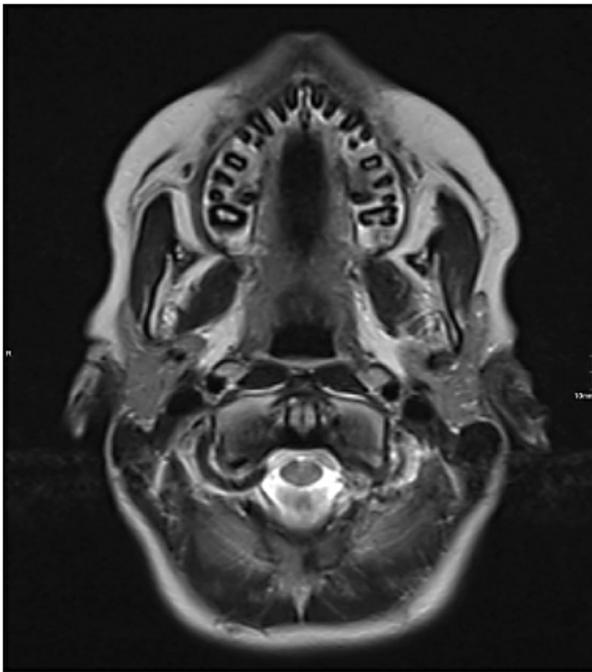


Fig. 7 Patient B: MRI image (1.5T): transversal section at the level of the *dens axis*, T2-weighted TSE sequence (TR: 5.400, TE: 125). Ceramic brackets on the anterior teeth and premolars, metal brackets on the molars, made of the metastable austenitic steel grades 1.4301, 1.4404 and 1.4501 (Dentaurum GmbH & Co. KG). Measured permeability $\mu_r = 1.001$. Artifact-free imaging. The alveoli of the maxillary teeth fitted with brackets are also displayed without interference. (Image source: Dr. Gabriele Hahn, Dresden University Hospital)

Abb. 7 Patient B: MRT-Bild (1,5T): transversaler Schnitt auf Höhe des *Dens axis*, T2 gewichtete TSE-Sequenz (TR: 5.400, TE: 125). Keramikbrackets an den Frontzähnen und Prämolaren, Metallbrackets an den Molaren, hergestellt aus den metastabilen austenitischen Stahlsorten 1.4301, 1.4404 und 1.4501 (Dentaurum GmbH & Co. KG). Gemessene Permeabilität $\mu_r = 1,001$. Artefaktfreie Bildgebung. Auch die Alveolen der mit Brackets versehenen Oberkieferzähne sind störungsfrei dargestellt. (Bildquelle: Dr. Gabriele Hahn, Universitätsklinikum Dresden)

“real” orthodontic appliances is less diverse than the one used in this study.

The presented method can be used for all directly accessible and not instantly removable metal objects: For example, on activation rods of maxillofacial surgical distractors, on splints and bimaxillary fixations and, if applicable, on fixed intraoral or extraoral piercings.

The measurement meets the criteria for a physical screening, which means that it can filter out from a set of elements those that exhibit the required property. The detection of a μ_r value ≤ 1.002 reliably indicates the absence of magnetizability, regardless of the object size. We showed that within this range, the device was able to measure with the same high precision and trueness even on very small objects and without a correction factor. Furthermore, the

quality criteria of medical screening tests can be applied, since sensitivity and specificity were 100% in this value range.

As μ_r values increase and depending on the distance between the objects and the region of interest, radiologists must then decide whether removal of the material is essential or whether less artifact-prone sequences or sequence modifications can allow the objects to remain intraorally. However, relevant artifact-reducing modifications are not yet available for all diagnostically required sequences.

Thus, future diagnostic studies should investigate the correlation between μ_r values ≥ 1.002 and the artifact size that occur for a wide range of MR sequences.

Conclusions

Even the few available manufacturer’s specifications on the magnetizability of dental and oral surgical metal products often convey a false impression. This property, however, is the crucial material-related predictor for unwanted interactions in MRI. The method for permeability measurement tested in this study using a commercial device slightly modified for this purpose can be utilized as a chair-side screening for artifact formation. Nonmagnetizable objects can be reliably distinguished from magnetizable objects. The precision of the measurement is high on all potential objects, and trueness is high for objects with $\mu_r \leq 1.002$. For objects with higher μ_r values, correction factors can be calculated.

Remanence induced by exposure to strong external magnetic fields does not affect these measurements. After simple instruction dentists and medical staff without clinical-intraoral experience can clinically apply it with excellent reliability and validity under “waiting room conditions”. The additional use of orthodontic arch wires increases the dispersion of the measured values while presenting the same high validity.

This method can replace the frustrating material research of dental products. It finally offers the radiologist a valid and rapidly available decision-making aid as to whether fixed metallic materials can remain completely in situ prior to MRI. This could avoid unnecessary material removal and concomitant expense and discomfort.

Also, contrary to the opinion expressed in many publications, a selective evaluation of individual metallic components is possible for the first time, since a reliable distinction can be made between nonpermeable and highly permeable parts.

A Germany-wide survey has shown that radiologists consult the treating orthodontist when in doubt about intraoral appliances [14]. We hope that this study can also promote interdisciplinary understanding between the two specialties. This is also important considering that MRI may become

a diagnostic tool for orthodontics in the future, for example for cephalometric analysis [12].

Acknowledgements The authors thank Dr. Gabriele Hahn (Institute of Diagnostic and Interventional Radiology, University Hospital Carl Gustav Carus in Dresden) for kindly providing Fig. 7 and Andreas Thomas (Institute of Radiology, Charité—Universitätsmedizin Berlin) for Fig. 6.

Funding Open Access funding enabled and organized by Projekt DEAL.

Declarations

Conflict of interest F.H. Blankenstein, U. Kielburg, L. Melerowitz and M. E. D. Stelmaszczyk have no conflicts of interest to declare that are relevant to the content of this article.

Ethical standards The human study described here was conducted with the consent of the competent ethics committee (vote EA2/139/17 of 12th September 2017) and in accordance with the Declaration of Helsinki in its current version. *Consent to participate:* In accordance with the requirements of the Charité Ethics Committee, the eight investigators (4 dentists and 4 MTRA) and the subject were informed about the study and their written informed consent was obtained. *Consent for publication:* Written informed consent was obtained.

Open Access This article is licensed under a Creative Commons Attribution 4.0 International License, which permits use, sharing, adaptation, distribution and reproduction in any medium or format, as long as you give appropriate credit to the original author(s) and the source, provide a link to the Creative Commons licence, and indicate if changes were made. The images or other third party material in this article are included in the article's Creative Commons licence, unless indicated otherwise in a credit line to the material. If material is not included in the article's Creative Commons licence and your intended use is not permitted by statutory regulation or exceeds the permitted use, you will need to obtain permission directly from the copyright holder. To view a copy of this licence, visit <http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>.

References

- Bauer P (2019) Implant clarification. Management in clinical practice. *Radiologe* 59:894–897
- Beau A, Bossard D, Gebeile-Chauty S (2015) Magnetic resonance imaging artefacts and fixed orthodontic attachments. *Eur J Orthod* 37:105–110
- Blankenstein F, Truong BT, Thomas A, Thieme N, Zachriat C (2015) Zur Vorhersagbarkeit von Suszeptibilitätsartefakten durch metallische orthodontische Apparaturen in der Magnetresonanztomographie. *J Orofac Orthop* 76:14–29
- Blankenstein FH, Asbach P, Beuer F, Glienke J, Mayer S, Zachriat C (2017) Magnetic permeability as a predictor of the artefact size caused by orthodontic appliances at 1.5T magnetic resonance imaging. *Clin Oral Investig* 21:281–289
- Cassetta M, Pranno N, Stasolla A et al (2017) The effects of a common stainless-steel orthodontic bracket on the diagnostic quality of cranial and cervical 3T-MR images: a prospective, case-control study. *Dentomaxillofac Radiol* 46(6):20170051
- Darren G, Mallery P (2002) SPSS for Windows step by step: a simple guide and reference, 11.0 update. Allyn & Bacon, Boston, p 231
- Deutsche Edelstahlwerke (2016) Werkstoffdatenblatt X2CrNiMo17-12-2, 1.4404. https://www.dew-stahl.com/fileadmin/files/dew-stahl.com/documents/Publikationen/Werkstoffdatenblaetter/RSH/1.4404_de.pdf. Accessed 21 Mar 2019
- Elison JM, Leggett VL, Thomson M et al (2008) Influence of common orthodontic appliances on the diagnostic quality of cranial magnetic resonance images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 134:563–572
- Evidat Statistical Apps + Consulting (2019) Korrelationskoeffizienten interpretieren. <https://www.evidat.com/correlation-coefficient>. Accessed 13 June 2019
- Fofanov D, Heubner U (2013) Merkblatt 827, Magnetische Eigenschaften nichtrostender Stähle. https://www.edelstahl-rostoffrei.de/downloads/iser/MB_827.pdf. Accessed 4 July 2019
- Görgülü S, Ayyıldız S, Kamburoglu K et al (2014) Effect of orthodontic brackets and different wires on radiofrequency heating and magnetic field interactions during 3-T MRI. *Dentomaxillofac Radiol* 43(2):20130356
- Juerchott A, Saleem MA, Hilgenfeld T et al (2018) 3D cephalometric analysis using magnetic resonance imaging: validation of accuracy and reproducibility. *Sci Rep* 8(1):13029
- Kemper J, Klocke A, Adam G et al (2005) Kieferorthopädische Brackets in der Hochfeld Magnetresonanztomographie: Experimentelle Beurteilung magnetischer Anziehungs- und Rotationskräfte bei 3 Tesla. *Fortschr Röntgenstr* 177:1691–1698
- Kielburg U, Blankenstein FH (2019) Metallobjekte der Kopf-Hals-Region im MRT – Eine Umfrage unter Radiologen. *Radiologe* 59:906–911
- Knigge J (2015) Lokale Martensitbildung in metastabilen austenitischen Stählen durch Verfahren der Massivumformung. *Technik und Wissen GmbH, Hannover*, pp 3–23
- Lenhard A (2017) Psychometrica, Signifikanztests bei Korrelationen. <https://www.psychometrica.de/korrelation.html#dependent>. Accessed 13 June 2019
- Linetskiy I, Starcuková J, Hubálková H et al (2019) Evaluation of magnetic resonance imaging issues of titanium and stainless steel brackets. *Sci Asia* 45:145–153
- Okano Y, Yamashiro M, Kaneda T, Kasai K (2003) Magnetic resonance imaging diagnosis of the temporomandibular joint in patients with orthodontic appliances. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 95:255–263
- Pimentel-Gomes F (2009) Curso de estatística experimental. ESALQ, Piracicaba, p 477
- Regier M, Kemper J, Kaul MG et al (2009) Radiofrequency-induced heating near fixed orthodontic appliances in high field MRI systems at 3.0 Tesla. *J Orofac Orthop* 70:485–494
- Sadowsky PL, Bernreuter W, Lakshminarayanan AV, Kenney P (1988) Orthodontic appliances and magnetic resonance imaging of the brain and temporomandibular joint. *Angle Orthod* 58:9–20
- Sfondrini MF, Preda L, Calliada F et al (2019) Magnetic resonance imaging and its effects on metallic brackets and wires: Does it alter the temperature and bonding efficacy of orthodontic devices? *Materials* 12:3971
- Stefan Mayer Instruments (2013) Ferromaster Permeabilitätsmessgerät, Bedienungsanleitung, pp 2–9
- Regulation (EU) 2017/745 of the European Parliament and of the Council of 5 April 2017 on medical devices, amending Directive 2001/83/EC, Regulation (EC) No 178/2002 and Regulation (EC) No 1223/2009 and repealing Council Directives 90/385/EEC and 93/42/EEC. Amended by Regulation (EU) 2020/561 of the European Parliament and of the Council of 23 April 2020
- Wylezinska M, Pinkstone M, Hay N et al (2015) Impact of orthodontic appliances on the quality of craniofacial anatomical magnetic resonance imaging and real-time speech imaging. *Eur J Orthod* 37:610–617

26. Yassi K, Ziane F, Bardin E et al (2007) Evaluation of the risk of overheating and displacement of orthodontic devices in magnetic resonance imaging. *J Radiol* 88:263–268

Publisher's Note Springer Nature remains neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.

3.4 Artefakte durch zahnärztliche Magnetattachments im MRT – eine Phantomstudie

Blankenstein FH, Truong BT, Thomas A, Schröder RJ, Naumann M (2006) Signallöschung im MRT-Bild, verursacht durch intraoral verankerte dentale Magnetwerkstoffe. Fortschr Röntgenstr 178: 787-793 doi: 10.1055/s-2006-926817

Die beiden Partner von Magnetattachments, der Permanentmagnet und sein weichmagnetischer Gegenanker („Keeper“), sind bei korrekter intraoraler Verankerung MR-sicher. Aus Sicht der MR-Kompatibilität stellen sie aber trotz ihrer Miniaturisierung das „worst case scenario“ unter den zahnmedizinischen Metallobjekten dar. Um abschätzen zu können, ob diese Bauteile notfalls auch unter Inkaufnahme ihrer Zerstörung vor einer MRT-Untersuchung entfernt werden müssen, sollen die von ihnen erzeugten Suszeptibilitäts-Artefakte bei verschiedenen Sequenzen im 1,5- und 3,0-Tesla-MRT gemessen werden.

Für die Studie wurden fünf verschiedene ferromagnetische Objekte aus marktgängigen Dental-Attachments mit einem Volumen zwischen 6,5 und 31,4 mm³ ausgewählt: jeweils ein NdFeB-Magnet mit offenem und geschlossenem Feld, ein SmCo-Magnet mit offenem Feld, ein ferritischer Stahl-Keeper (AUM-20) und ein ferromagnetisches PdCo-Plättchen. Sie wurden zwischen zwei zylindrischen SNR-Phantomen fixiert und jeweils im 1,5- und 3,0-Tesla-MRT bei den drei Standardsequenzen SE-T1, SE-T2 und GE-T2* untersucht. Die jeweils maximale Ausdehnung der dabei erzeugten Signallöschungs- und Verzerrungs-Zonen wurde in zwei Ebenen gemessen: parallel und senkrecht zum Hauptfeld B₀.

Bei GE-T2*-Sequenzen sind die Artefakte wesentlich größer, es fanden sich symmetrisch um das Objekt angeordnete, pilzförmige Zonen kompletter Signallöschung mit einer maximalen Ausdehnung von 7,4 bis 9,7 cm parallel zu B₀ und 6,7 bis 7,4 cm senkrecht zu B₀. Bei SE-T1- und SE-T2-Sequenzen waren die Löschungszonen zwar deutlich kleiner, lagen aber nicht zentral. Die Werte der maximalen Ausdehnungen schwankten von 4,9 bis 7,2 cm (parallel zu B₀) und 3,6 bis 7,0 cm (senkrecht zu B₀). Zwischen den einzelnen Prüfkörpern und den Ergebnissen im 1,5- und 3-Tesla-MRT bestanden keine klinisch relevanten Unterschiede.

Die in der Zahnmedizin genutzten ferromagnetischen Werkstoffe sind intraoral nicht standardisiert ausgerichtet. Um sicher zu stellen, dass die von ihnen erzeugte Signallöschung nicht die zu beurteilenden Strukturen betreffen, sollten stets die größten der hier ermittelten Werte beachtet werden. Im 1,5- und 3,0-Tesla-Gerät sind dies bei T1- und T2-gewichteten Sequenzen Radien bis zu 7 cm, bei T2*-Sequenzen bis zu 10 cm vom Objekt aus. Bei der Entscheidung, ob Magnetattachments vor einer MRT in situ bleiben können oder entfernt werden müssen, sollten neben ihrer intakten Befestigung auch diese Sicherheitsabstände zur diagnostischen Zielregion herangezogen werden [Zitat aus dem Abstract der genannten Publikation].

F. H. Blankenstein¹
B. Truong²
A. Thomas³
R. J. Schröder³
M. Naumann¹

Signallöschung im MRT-Bild, verursacht durch intraoral verankerte dentale Magnetwerkstoffe

Signal Loss in Magnetic Resonance Imaging Caused by Intraoral Anchored Dental Magnetic Materials

Zusammenfassung

Ziel: Messung der maximalen Ausdehnung der von ferromagnetischen Dentalmagnetattachments erzeugten Signallöschungszonen im Zentrum der Suszeptibilitätsartefakte bei verschiedenen Sequenzen im 1,5- und 3,0-Tesla-MRT. **Material und Methoden:** Für die Studie wurden fünf verschiedene ferromagnetische Werkstücke aus marktgängigen dentalen Magnetattachments mit einem Volumen zwischen 6,5 und 31,4 mm³ ausgewählt: ein Nd-Fe-B-Magnet mit offenem Feld, ein Nd-Fe-B-Magnet mit geschlossenem Feld, ein Sm-Co-Magnet mit offenem Feld, ein Stahl-Keeper (AUM-20) und ein Pd-Co-Plättchen. Sie wurden zwischen zwei zylindrischen SNR-Phantomen platziert und jeweils im 1,5- und 3,0-Tesla-MRT bei drei Sequenzen (SE-T1, SE-T2 und GE-T2*) untersucht. Von den erzeugten Signallöschungszonen wurde in zwei Ebenen (parallel und senkrecht zu B₀) jeweils die maximale Ausdehnung gemessen. **Ergebnisse:** Bei GE-T2*-Sequenzen sind die Artefakte wesentlich größer, es fanden sich symmetrisch um das Objekt angeordnete, pilzförmige Zonen kompletter Signallöschung mit einer maximalen Ausdehnung von 7,4 bis 9,7 cm parallel zu B₀ und 6,7 bis 7,4 cm senkrecht zu B₀. Bei SE-T1- und SE-T2-Sequenzen waren die Löschungszonen zwar deutlich kleiner, lagen aber nicht zentral. Die Werte der maximalen Ausdehnungen schwankten von 4,9 bis 7,2 cm (parallel zu B₀) und 3,6 bis 7,0 cm (senkrecht zu B₀). Zwischen den einzelnen Prüfkörpern und den Ergebnissen im 1,5- und 3-Tesla-MRT bestanden keine klinisch relevanten Unterschiede. **Schlussfolgerung:** Die in der Zahnmedizin genutzten ferromagnetischen Werkstoffe sind intraoral nicht standardisiert ausgerichtet. Um sicher zu stellen, dass die von ihnen erzeugte Signallöschung nicht die zu beurteilenden Strukturen betreffen, soll-

Abstract

Purpose: To measure the maximum extent of the signal loss areas in the center of the susceptibility artifacts generated by ferromagnetic dental magnet attachments using three different sequences in the 1.5 and 3.0 Tesla MRI. **Materials and Methods:** Five different pieces of standard dental magnet attachments with volumes of 6.5 to 31.4 mm³ were used: a NdFeB magnet with an open magnetic field, a NdFeB magnet with a closed magnetic field, a SmCo magnet with an open magnetic field, a stainless steel keeper (AUM-20) and a PdCo piece. The attachments were placed between two cylindrical phantoms and examined in 1.5 and 3.0 Tesla MRI using gradient echo and T1- and T2-weighted spin echoes. We measured the maximum extent of the generated signal loss areas parallel and perpendicular to the direction of B₀. **Results:** In gradient echoes the artifacts were substantially larger and symmetrically adjusted around the object. The areas with total signal loss were mushroom-like with a maximum extent of 7.4 to 9.7 cm parallel to the direction of B₀ and 6.7 to 7.4 cm perpendicular to B₀. In spin echoes the signal loss areas were obviously smaller, but not centered. The maximum values ranged between 4.9 and 7.2 cm (parallel B₀) and 3.6 and 7.0 cm (perpendicular B₀). The different ferromagnetic attachments had no clinically relevant influence on the signal loss neither in 1.5 T nor 3.0 T MRI. **Conclusions:** Ferromagnetic materials used in dentistry are not intraorally standardized. To ensure, that the area of interest is not affected by the described artifacts, the maximum extent of the signal loss area should be assumed: a radius of up to 7 cm in 1.5 and 3.0 T MRI by T1 and T2 sequences, and a radius of up to 10 cm in T2* sequences. To decide whether

Institutsangaben

¹ Zentrum für Zahnmedizin (CVK), Charité – Universitätsmedizin Berlin

² Berlin, Zahnarztpraxis

³ Klinik für Strahlenheilkunde, Charité – Universitätsmedizin Berlin

Korrespondenzadresse

Dr. Felix H. Blankenstein · Zentrum für Zahnmedizin (CVK), Charité – Universitätsmedizin Berlin · Augustenburger Platz 1 · 13353 Berlin · Fax: ++49/30/4 50 56 29 62 · E-mail: felix.blankenstein@charite.de

eingereicht: 6.3.2006 · angenommen: 20.4.2006

Bibliografie

Fortschr Röntgenstr 2006; 178: 787 – 793 © Georg Thieme Verlag KG Stuttgart · New York
DOI 10.1055/s-2006-926817 · Online-Publikation: 2006
ISSN 1438-9029

ten stets die größten der hier ermittelten Werte beachtet werden. Im 1,5- und 3,0-Tesla-Gerät sind dies bei T1- und T2-gewichteten Sequenzen Radien bis zu 7 cm, bei T2*-Sequenzen bis zu 10 cm vom Objekt aus. Bei der Entscheidung, ob Magnetattachments vor MRT-Untersuchung in situ bleiben können oder entfernt werden müssen, sollten neben ihrer intakten Befestigung auch diese Sicherheitsabstände zur Zielregion herangezogen werden.

Einleitung

Vor MRT-Untersuchungen muss abgeklärt werden, ob die Patienten passive Implantate wie Gefäßclips, Penisimplantate, Cochlea-Implantate, intravaskuläre Stents bzw. Katheter, künstliche Herzklappen, orthopädische Prothesen, Platten, Schrauben oder intrauterine Spiralen tragen und ob diese Implantate ferromagnetische Bestandteile enthalten. Da es den Herstellern noch nicht vorgeschrieben ist, die MRT-Kompatibilität ihrer Produkte zu deklarieren, besteht eine weit verbreitete Unklarheit über mögliche Wechselwirkungen. Die Furcht vor Erwärmung solcher Materialien scheint unbegründet zu sein [1–3]. Allerdings kann es zu Beschleunigungskräften kommen, was der Hauptgrund für die Kategorisierung „unsafe“ ist [4]. Und schließlich besteht bei inkorporierten Metallen die Gefahr diagnostischer Einbußen durch ausgedehnte Artefakte. Diese Artefakte stellen sich als komplette Signallöschung, als Verzerrungszonen und auch als Signalanhebung am Rande solcher Störungen dar, die nicht als pathologische Befunde fehlinterpretiert werden dürfen. Dazu kommen bei einigen Sequenzen „ghosting“-Effekte.

Die allgemein üblichen Dentallegierungen sind mittlerweile im MRT in vitro [5] und in vivo [6] untersucht worden. Da die meisten Materialien für Füllungen bzw. festsitzenden Zahnersatz paramagnetisch oder diamagnetisch sind (nicht ferromagnetisch), wirken auf sie keine nennenswerten Beschleunigungen und entstehen durch sie keine oder nur so geringe Artefakte, dass sie für die Hals- und Kopfdiagnostik unproblematisch sind. Seit Mitte der 90er-Jahre werden in der Zahnmedizin jedoch auch ferromagnetische Metalle als Bestandteile von Magnetattachments zur Ankopplung herausnehmbaren Zahnersatzes eingesetzt. Deren Hauptindikation liegt in Europa bisher auf dem Gebiet der Gerostomatologie: Verankerung von Hybridprothesen auf letzten, teilweise schon parodontal vorgeschädigten Zähnen bzw. Wurzeln [7]. Zu der für solche Attachments in Frage kommenden Klientel gehören naturgemäß oft ältere und damit auch häufiger erkrankende und im MRT zu untersuchende Patienten. Soweit diese Attachments, was relativ einfach überprüfbar ist, noch regelrecht befestigt sind (eingeschraubt, geklebt oder zementiert), besteht nicht die Gefahr einer Bewegung im statischen Magnetfeld. Es bleibt jedoch die Frage, ob und in welchem Ausmaß auch diese intraoral positionierten Metalle zu Artefakten im MRT-Bild führen.

Ferromagnetische Materialien zur intraoralen Anwendung

Zahnmedizinische Magnetsysteme bestehen aus den hartmagnetischen Legierungen der Attachments und den dazu kommenden weich-(ferro-)magnetischen Metallen der Gegenanker. Momentan werden weltweit drei verschiedene Attachmentstypen genutzt:

magnet attachments have to be removed before MR imaging, physicians should consider both the intact retention of the keepers and the safety distance between the ferromagnetic objects and the area of interest.

Key words

artifacts · dental magnets · signal loss · ferromagnetism · MRI

A) Duo-Magnetsystem mit offenem Feld: Die Haftkraft wird durch zwei ungleichpolig gegenüber angeordnete Minimagnete erzeugt, der Primärmagnet ist in einer gegossenen Wurzelkappe eingeklebt und auf der Zahnwurzel fest zementiert, der Sekundärmagnet (= Prothesenmagnet) in den herausnehmbaren Zahnersatz eingearbeitet.

B) Monomagnetsystem mit offenem Feld: Die auf der Zahnwurzel befestigte Wurzelstiftkappe wird aus einer ferromagnetischen Pd-Co-Legierung hergestellt, der Prothesenmagnet ist in den herausnehmbaren Zahnersatz eingearbeitet.

C) Monomagnetsystem mit geschlossenem Feld: Durch ein internes Eisenjoch wird das Feld des Prothesenmagneten gebündelt. Als Gegenanker wird ein konfektioniertes Plättchen aus einer ferromagnetischen Legierung, meist ein Spezialstahl, in die fest zementierte Wurzelkappe eingearbeitet.

Bei den Systemen B und C sind die Hartmagnete in der Prothese verankert und sind vor MRT-Untersuchungen zur Vermeidung größerer diagnostischer Einbußen mit diesen zusammen auszugliedern. Dies dient auch dem Schutz der Magnetattachments: Eigene Flussdichtemessungen zeigten, dass das Feld der Minimagnete bei erzwungener Gleichsinnigkeit mit dem statischen MRT-Feld je nach verwendeter Legierung vermindert wird, bei 3,0 T sogar eine Umpolung auftreten kann. Damit würden diese Attachments funktionslos, je nach Bauart wäre für Ersatzteil und Einbau mit Kosten zwischen 150 und 300 € zu rechnen.

Bei MRT-Untersuchungen sind jedoch auch die jeweils nicht zerstörungsfrei aus dem Mund entfernbar und hochsuszeptiblen Metalle der drei Systeme problematisch:

- System A: Primärmagnet (SmCo- oder FeNdB-Legierung), in die Wurzelkappe geklebt,
- System B: gesamte Wurzelstiftkappe aus einer suszeptiblen Legierung,
- System C: Stahl-Keeper, in die Wurzelstiftkappe aus einer Goldlegierung eingegossen oder eingeklebt.

Für alle Systeme stehen auch implantatgetragene Magnetattachments zur Verfügung, die im Gegensatz zur Verwendung auf Wurzelkappen mit speziellen Instrumenten herauserschraubbar und anschließend wieder verwendbar sind. Es gab Versuche, analog dazu auch die ferromagnetischen Teile auf Wurzelkappen bedingt herausnehmbar zu gestalten, die aber nicht zur Marktreife gelangten. [8]

Klinische Relevanz

Die Abb. 1–4 zeigen die klinische Relevanz dieser Artefakte. Der Proband (männlich, 19 Jahre) auf Abb. 1 und 2 trägt im Oberkiefer

eine Aufbisschiene, in der vestibulär von Zahn 23 eine Kammer mit 16 mm³ Innenvolumen eingearbeitet ist. Sie wurde zunächst mit Kontrastmittel (Magnevist, Verdünnung 1:200) gefüllt. Das davon erzeugte Signal ist in Abb. 1 auf Höhe der Kauebene links erkennbar. Abb. 2 zeigt die gleiche Schicht mit der Signallöschung und -verzerrung, nachdem die Aufbisschiene mit einer 3 × 2 × 1 mm großen Probe der ferromagnetischen Legierung „Dyna EFM“ (PdCo) bestückt wurde.

Abb. 3 zeigt eine Scoutaufnahme im 1,5-T-MRT, wobei der Proband (männlich, 45 Jahre) eine Aufbisschiene mit einem Legierungsstück Dyna EFM auf Zahn 35 trägt. Die Signallöschung betrifft den Oropharynx. Ebene 90 dieser Scoutaufnahme ist in Abb. 4 als Gradientenechosequenz dargestellt. Die Signallöschung reicht in diesem Modus bis in das ZNS hinein und könnte eine nötige Infraktidiagnostik stören.

Zielstellung

Ziel dieser Untersuchung war es, die Ausdehnung der von verschiedenen weich- und hartmagnetischen Metallen erzeugten, kompletten Signallöschungszone im Zentrum der Suszeptibilitätsartefakte bei drei unterschiedlichen MRT-Sequenzen festzustellen. Anhand der Ergebnisse soll dem anfordernden Arzt eine Entscheidungshilfe gegeben werden, ob solche Metalle vor der Untersuchung problemlos in situ bleiben dürfen oder zwingend entfernt werden müssen.

Material und Methode

Für die Messungen arbeiteten wir am 1,5-Tesla-Gerät Signa-Twin-Speed und am 3,0-Tesla-Gerät Signa-VI (Hersteller: GE Medical Systems /USA – Milwaukee). Bei beiden Geräten liegt B₀ horizontal. Für alle Messungen wurde eine Quad-Head-Spule genutzt.

Prüfmedium

Als Prüfmedium dienten zwei SNR-Phantome: mit einem Kontrastmittel gefüllte zylindrische PVC-Kanister:

- Volumen: 6,28 l
- Lösung: 3,3685 g/l NiCl₂ × 6H₂O, 2,4 g/l NaCl
- Maße: Länge 34,1 cm, Durchmesser: 15,3 cm
- Hersteller: USA-Instruments Inc., Code: J996-PHNTM4-USA, LOT: 0211 B 36

Die zu prüfenden Objekte wurden exakt zentral an der Stirnseite zwischen den beiden zusammen geschobenen SNR-Phantomen in einer Kunststoffkammer aus Polymethylmethacrylat (PMMA) mit einem autopolymerisierenden PMMA (pattern resin, Fa. Kuraray/Japan) befestigt.

Prüfkörper

Die Messungen wurden mit fünf verschiedenen Prüfkörpern aus in Deutschland markt gängigen Dentalmagnetattachments durchgeführt. In Tab. 1 sind die Kenndaten der Prüfkörper zusammengefasst.

MRT-Messungen

Alle fünf Objekte wurden im 1,5- und 3-Tesla-Gerät bei jeweils drei verschiedenen Sequenzen untersucht (Tab. 2 und 3):

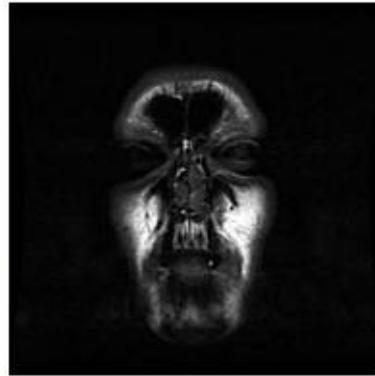


Abb. 1 3,0 T, SE-T1, Kontrastmittel in regio 23.



Abb. 2 3,0 T, SE-T1, ferromagnetische Legierung in regio 23.

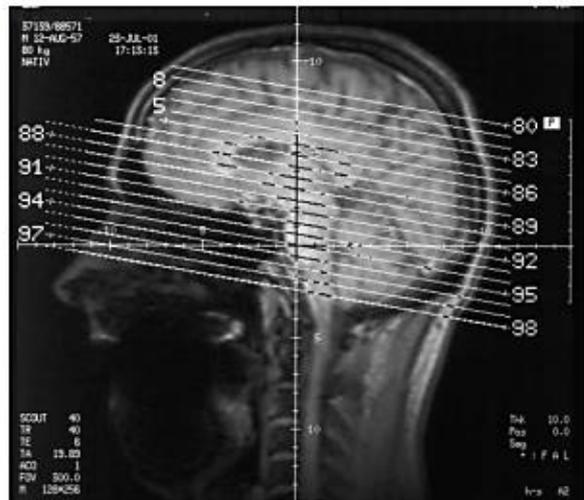


Abb. 3 Scoutaufnahme (Magnetom 63 SP Siemens 1,5T), ferromagnetische Legierung in regio 45.

Ausmessung der Artefaktgröße

Wir legten als Auslöschungszone den Bereich vollkommener Schwärzung fest und maßen in zwei Ebenen (senkrecht und parallel zu B₀) jeweils den Abstand vom Objekt bis zum Ende der Auslöschungszone. Bei asymmetrischen Auslöschungszone bestimmten wir den jeweils maximalen Abstand vom Objekt. Zur

Längenmessung nutzten wir ein Graphiktool des Dicom-Viewers „Osiris 4.18“.

In einigen der B_0 -parallelen Schnitte war die Phantomhülle verzerrt dargestellt, in diesen Fällen extrapolierten wir die exakte Position der Prüfkörper anhand einer Leeraufnahme mit einem Kontrastmittel in der Prüfkapsel. Bei der senkrecht zu B_0 vorgenommenen Messung konnte die direkt durch den Prüfkörper führende Ebene nicht zur Bestimmung herangezogen werden, da sie im Luftspalt zwischen den beiden Phantomkörpern liegt. Wir bestimmten die Auslöschungszone deshalb an der ersten durch das Phantom führenden Ebene. Bei diesen Axialschnitten be-

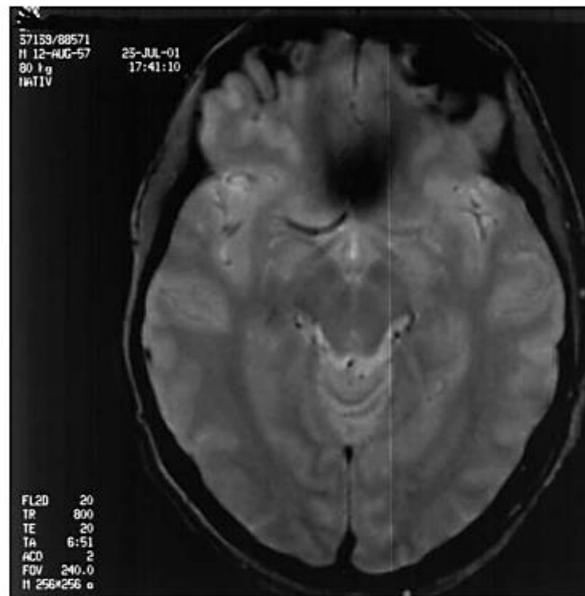


Abb. 4 Ebene 90 aus Abb. 3, GE-Sequenz, senkrecht zu B_0 , (Magnetom 63 SP Siemens 1,5T).

stimmten wir geometrisch den Mittelpunkt und damit die Lage des Objektes (Halbierung des auf eine Sekante senkrecht konstruierten Durchmessers). Die Messwerte wurden auf volle Millimeter gerundet. Auch hier wählten wir bei asymmetrisch geformten Artefakten die jeweils größte Distanz vom Prüfkörper aus. Bei den Sagittalschnitten war der Objektpunkt anhand des Luftspaltes zwischen den Phantomkörpern festzulegen.

Ergebnisse (Tab. 4 und 5)

Es ergaben sich sequenzabhängig unterschiedliche Auslöschungsmuster. In Abb. 5a–c sind drei der insgesamt zehn Schichten von der Phantomaußenfläche (= 1) bis zur Mitte (= 10) dargestellt: die Schichten 4, 7 und 10. Es zeigt sich die typische Form der Löschungszone bei Gradientenechosequenz (1,5 Tesla, Stahl-Keeper) von außen zur Mitte hin. Die Abb. 6a–c zeigt analog dazu das für T1- und T2-gewichtete Spinechosequenzen typische Bild: Die Löschungszone ist kleiner und nicht symmetrisch. Es tritt ein auffälliges Ghosting hinzu (1,5 Tesla, Stahl-Keeper).

Auf den Abb. 7a und 7b ist der Unterschied zwischen T*- und T1/T2-gewichteten Sequenzen auch im Axialschnitt erkennbar. Hierfür wurde der objektnächste Querschnitt (image 9) ausgewählt. In beiden Ebenen zeigen sich die Löschungszone bei Spinechosequenzen sehr viel kleiner sind als bei Gradientenechos. Hinsichtlich des maximalen Abstandes vom Objekt fällt dieser Unterschied jedoch viel geringer aus, da die Signallöschungszone bei den Spinechosequenzen deutlich dezentral gelegen ist.

Diskussion

Vor MRT-Aufnahmen muss generell die Frage nach der Sicherheit metallischer Objekte geklärt werden, die nicht zerstörungsfrei exkorporierbar sind. Dentale Magnetattachments bestehen aus zwei Komponenten: dem mit der Prothese herausnehmbaren Sekundärteil und dem intraoral befestigten ferromagnetischen Pri-

Tab. 1 Prüfkörper

Code	Daten	Produktname und Hersteller
SmCo	Sm ₂ Co ₁₇ -Legierung – H: 2,5 mm D: 4,0 mm – offenes Feld – Volumen 31,4 mm ³	Dyna-Magnet normal strength Hersteller: Dyna Dental Engineering, Bergen op Zoom/NL
NdFeB offen	NdFeB-Legierung – H: 2,5 mm D: 4,0 mm – offenes Feld – Volumen 31,4 mm ³	Dyna-Magnet extra strong Hersteller: Dyna Dental Engineering, Bergen op Zoom/NL
NdFeB geschl.	NdFeB-Legierung – H: 1,5 mm B: 2,4 mm L: 3,4 mm – geschlossenes Feld – Volumen 12,2 mm ³	Magfit EX – 400 Hersteller: AICHI Steel Corporation (AICHI Europa GmbH)
Stahl	AUM-20 (ferritisch) H: 0,8 mm B: 2,4 mm L: 3,4 mm Legiert mit: C 0,009 – Ti 0,21 Si 0,23 – Mo 1,89 P 0,006 – Mn 0,07 Cr 19,18 – S 0,002 [%] – Volumen 6,5 mm ³	Keeper für Magfit EX – 400 Hersteller: Aichi Steel Corporation Vertrieb durch Aichi Europa GmbH
PdCo	PdCo-Legierungsplättchen – B: 4 mm L: 3 mm H: 2 mm – Pd 60, Co 38, Ga 1,2, Pt 1 [%] – Volumen 24 mm ³	EFM-Legierung Hersteller: Dyna Dental Engineering, Bergen op Zoom/NL

Blankenstein FH et al. Signallöschung im MRT-Bild, ... Fortschr Röntgenstr 2006; 178: 787 – 793

Tab. 2 1,5 Tesla – Signa-Twin-Speed

T1-gewichtete SE-Sequenz	TR 440 ms, TE 9 ms
Schichtdicke	6,0 mm
FOV	28 × 21 cm (parallel B ₀), 24 × 18 cm (senkrecht B ₀)
spacing	1,0 mm
Matrix	256 × 224 mm
T2-gewichtete SE-Sequenz	TR 3900 ms, TE 87,4 ms
Schichtdicke	6,0 mm
FOV	28 × 21 cm (parallel B ₀), 24 × 18 cm (senkrecht B ₀)
spacing	1,0 mm
Matrix	256 × 224 mm
T2*-gewichtete GE-Sequenz	TR 600 ms, TE 17 ms
Kippwinkel	20°
Schichtdicke	6,0 mm
FOV	28 × 21 cm (parallel B ₀), 24 × 18 cm (senkrecht B ₀)
spacing	1,0 mm
Matrix	256 × 192 mm

Tab. 3 3,0 Tesla – Signa-VI

T1-gewichtete SE-Sequenz	TR 460 ms, TE 14 ms
Schichtdicke	6,0 mm
FOV	28 × 28 cm (parallel B ₀), 24 × 24 cm (senkrecht B ₀)
spacing	1,0 mm
Matrix	256 × 192 mm
T2-gewichtete SE-Sequenz	TR 4220 ms, TE 94,1 ms
Schichtdicke	6,0 mm
FOV	28 × 21 cm (parallel B ₀), 24 × 18 cm (senkrecht B ₀)
spacing	1,0 mm
Matrix	512 × 256 mm
T2*-gewichtete GE-Sequenz	TR 500 ms, TE 20 ms
Kippwinkel	30°
Schichtdicke	6,0 mm
FOV	28 × 21 cm (parallel B ₀), 24 × 18 cm (senkrecht B ₀)
spacing	1,0 mm
Matrix	512 × 256 mm

Tab. 4 Messreihe bei 1,5 Tesla

Auslöschungszone bei 1,5 Tesla: maximaler Abstand vom Objekt (mm)					
	SmCo	NdFeB	Magfit	PdCo	AUM – 20
<i>parallel zu BO</i>					
Spinechosequenz, T1-gewichtet	63	55	54	54	53
Spinechosequenz, T2-gewichtet	59	50	51	51	49
Gradientenecho	91	74	74	78	74
<i>Senkrecht zu BO</i>					
Spinechosequenz, T1-gewichtet	50	43	39	38	39
Spinechosequenz, T2-gewichtet	46	39	36	41	36
Gradientenecho	73	71	64	64	63

Tab. 5 Messreihe bei 3,0 Tesla

Auslöschungszone bei 3,0 Tesla: maximaler Abstand vom Objekt (mm)					
	SmCo	NdFeB	Magfit	PdCo	AUM – 20
<i>parallel zu BO</i>					
Spinechosequenz, T1-gewichtet	63	70	55	52	53
Spinechosequenz, T2-gewichtet	64	72	54	51	54
Gradientenecho	86	97	85	80	78
<i>Senkrecht zu BO</i>					
Spinechosequenz, T1-gewichtet	52	70	45	45	52
Spinechosequenz, T2-gewichtet	48	54	45	43	50
Gradientenecho	71	74	72	67	70

märteil, welches wie alle zahnärztlichen Ersatzmaterialien dem grundsätzlichen Risiko des Debonding ausgesetzt ist. Allerdings wird der Patient ein solches Debonding anders als etwa bei gelockerten Füllungen i. d. R. sofort bemerken, da das Primärteil dann durch die magnetische Haftkraft mit dem Sekundärteil zusammen ausgegliedert wird. Soweit ferromagnetische zahnärztliche Materialien sich bei fachgerechter Überprüfung jedoch als korrekt befestigt erweisen, besteht nicht die Gefahr einer Translation oder Rotation beim Einfahren bzw. bei Lagerung im MRT. Um korrekt fest zementierte Wurzelstifte zu lösen, sind je nach Befestigungsart und Geometrie Kräfte um 400 N nötig [9]. Das übersteigt die im MRT auf niedrigvolumige ferromagnetische Substanzen wirkenden Kräfte erheblich: Gegauß et al. [10] fanden bei vergleichbaren Primärteilen im 1,5-T-MRT eine Maximalkraft von 0,24 N. Die bei Shellock [4] vorgenommene Kategorisierung zweier Dentalmagnetattachments als „unsafe 1“ sollte daher nicht zur Feststellung einer vorliegenden Kontraindikation führen, sondern Anlass zur Prüfung der korrekten Retention der fraglichen Arbeit vor der MRT-Untersuchung geben.

Allerdings kann allein durch das Ausmaß der zu erwartenden Artefakte eine relative Kontraindikation entstehen. Mit dem „Shellock“ vergleichbare Listen zur Artefaktausdehnung existieren jedoch nicht, weshalb fragliche Dentalmaterialien vor MRT-Untersuchungen oft unnütz und mit erheblichen Folgekosten für die Betroffenen entfernt werden.

Die Ausdehnung der von Metallen erzeugten Artefakte hängt ab von nicht veränderbaren Objekteigenschaften wie

- elementare Zusammensetzung,
- Gefüge (austenitisch, martensitisch oder ferritisch),
- Geometrie und Volumen

sowie von wählbaren Untersuchungsparametern wie

- Orientierung des Objektes im MRT-Feld,
- MRT-Sequenz [11].

Bisherige Untersuchungen beschränkten sich zumeist auf die Bestimmung der Gesamtartefaktausdehnung durch dia- oder paramagnetische Substanzen. Die Artefakt- bzw. Lösungszone wurden dabei entweder mit einer Gradeinteilung oder durch eine exakte zwei- bzw. dreidimensionale Messung beschrieben.

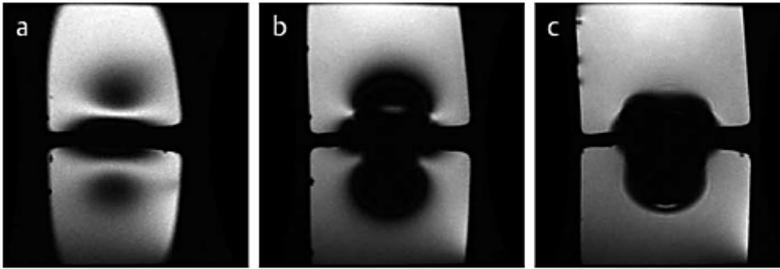


Abb. 5 a–c: 1,5 Tesla, Stahl-Keeper (AUM-20), Gradientenecho, Schichten 4, 7, 10 (10 = Mittelschicht).

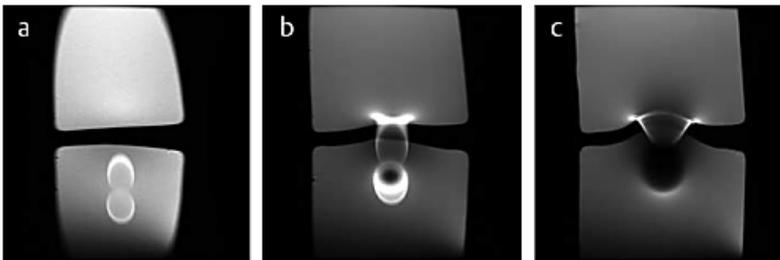


Abb. 6 a–c: 1,5 Tesla, Stahl-Keeper (AUM-20), T1 gewichtetes Spinecho, Schichten 4, 7, 10 (10 = Mittelschicht).

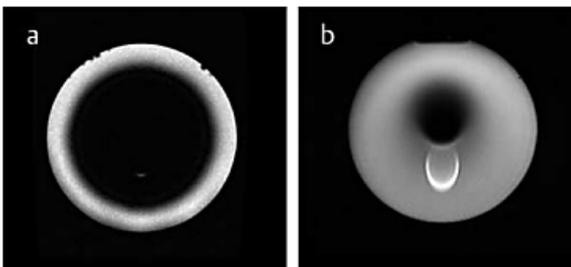


Abb. 7 a 3,0 Tesla, Stahl-Keeper (AUM-20) Gradientenecho, Axialschnitt, image 9; b 3,0 Tesla, Stahl-Keeper (AUM-20) Spinecho – T2, Axialschnitt, image 9.

Deskriptive Bestimmung der Artefaktgröße

Teitelbaum [12] und Edwards [13] verwenden eine Unterteilung, die die Artefaktgröße in Beziehung zur Größe des auslösenden Objektes setzt und vielfach angewendet wird (Tab. 6). Fellner et al. [5] teilen die Artefaktgröße von Dentallegierungen nach den Stufen „nicht vorhanden“, „minimal und nur schwer erkennbar“, „geringfügig aber sicher erkennbar“, „mäßig“, „deutlich“, „stark“ ein. Klemm et al. [14] kategorisieren die vorgefundene Artefaktform um Gefäßstents anhand der Sichtbarkeit des Objektinneren (nicht sichtbar, weniger als 30%, zwischen 30 und 70% oder mehr als 70% der maximalen Signalintensität) und zusätzlich durch Messung der Lösungszone.

Solche und ähnliche Einteilungen sind bei Legierungen mit ferritischem Gefüge, wie sie in der vorliegenden Arbeit untersucht werden, nicht nutzbar, da sie alle weitaus größere Artefakte erzeugen. Sie sind, je nach genutzter Sequenz, etwa 50- bis 60-mal so groß wie die in vergleichbaren Studien durch Koronarstents generierten Gesamtartefakte.

Quantitative Artefaktbestimmung

Thomson et al. [15] maßen die Artefaktgröße um verschiedene Metallplättchen rechnergestützt zweidimensional aus, Hug et al. [2] berechneten die Artefaktgrößen um Stents sogar dreidimensional. Auch diese mehrdimensionalen Vermessungen dienen der Zielstellung der vorliegenden Arbeit nicht, weil Quadrat- oder Kubikzahlen ohne Beschreibung der individuellen Form dieser nicht rotationssymmetrischen Gebilde vom Kliniker nicht anwendbar sind. Insbesondere für Notfalluntersuchungen des Schädels wäre am einfachsten der einzukalkulierende Abstand zwischen magnetischem Objekt und Zielregion der Untersuchung anwendbar. Dabei ist es klinisch nicht praktikabel, die Ausdehnung der zu erwartenden Artefaktgröße in Millimeterschritten anzugeben. Für eine notfalls auch rasch zu treffende Entscheidung, ob magnetische Dentalwerkstoffe während der MRT-Untersuchung in situ bleiben können oder vom Zahnarzt zu entfernen sind, sollte eine möglichst überschaubare Tabelle von „Sicherheitsabständen“ vorliegen. Dafür scheinen Entfernungangaben nur in ganzen Zentimeterschritten sinnvoll. Dementsprechend sind auch statistische Berechnungen unterhalb der Größenordnung des Zentimeterbereiches irrelevant.

Die Zonen mit kompletter Signallöschung stellen sich bei keiner Sequenz kugelförmig dar. Bei T2*-gewichteten Sequenzen entstehen ungefähr zentriert gelegene, pilzförmige Gebilde, bei den Spinechosequenzen zeigen sich die eher kugelförmigen Lösungszone deutlich abweichend von der Längsachse des Phantoms. Deshalb scheint es für den klinischen Alltag sinnvoll, lediglich einen maximal zu erwartenden Radius der Lösungszone anzugeben. Sowohl die Lage der ferromagnetischen Werkstücke in der Mundhöhle (Ober- oder Unterkiefer, Front- oder Seitenzähne, Winkel zur Kauebene) als auch die Lage des Kopfes im Gerät [16] erlauben derart viele Variationen, dass die zu erwartende Asymmetrie mit Hilfe der momentan bekannten Literatur nicht vorher-sagbar ist.

0	- kein Artefakt	
+	- mildes Artefakt	kleiner als das artefaktauslösende Objekt
++	- moderates Artefakt	gleiche Größe wie das artefaktauslösende Objekt
+++	- „schwarzes Loch“- Artefakt	größer als das artefaktauslösende Objekt
++++	- „schwarzes Loch“- Artefakt mit ausgeprägter Verzerrungszone	größer als das artefaktauslösende Objekt und verzerrte Bildkonturen

Tab. 6 Einteilung der Artefaktgröße in Bezug auf die Objektgröße

Die vorliegende Untersuchung zeigte, dass eine Differenzierung zwischen den verschiedenen ferromagnetischen Prüfkörpern der Dentalmagnetsysteme nicht nötig ist. Es fanden sich weder hinsichtlich ihrer Geometrie noch ihrer Materialeigenschaften (Legierung, Koerzitivkraft, Feldstreuung) klinisch relevante Unterschiede.

Auch hinsichtlich der Stärke des statischen Magnetfeldes (1,5 oder 3 T) fanden sich keine relevanten Unterschiede zwischen den Lösungs-zonen. Lediglich im Vergleich verschiedener Sequenzen traten Unterschiede auf: Erwartungsgemäß reagieren Gradientenechos empfindlicher auf die untersuchten Objekte, die Radien der Signallösungs-zonen waren deutlich größer. Da für diese Arbeit aber die jeweils maximale Entfernung vom Objekt maßgeblich sein sollte, führte die auffällig asymmetrische Anordnung der bei Spinechosequenzen viel kleineren Lösungs-zonen nur zu Unterschieden im Bereich von 2 bis 3 cm.

Differenzierung zwischen Signallösungszone und Verzerrungszone

In dieser Untersuchung konnten nur die Auslösungs-zonen mit einer hinreichenden Exaktheit gemessen werden. Das verwendete Phantom mit einer homogenen Flüssigkeitsfüllung erlaubte nicht die exakte Bestimmung der sich an die Signallösung anschließenden und ausgedehnten Verzerrungszone, die sich nur in unterschiedlichen Graustufen darstellt. Dabei handelt es sich sowohl um Abdunkelungen als auch Aufhellungen, was eine definitive Festlegung der Begrenzung erschwert. Zudem war bei Gradientenechosequenzen die Verzerrungszone offensichtlich größer als das zur Verfügung stehende standardisierte Phantom. Für die Untersuchung der Ausdehnung der Verzerrungszone ist ein innen strukturiertes Phantommodell erforderlich. Erste Ergebnisse mit einer solchen Eigenkonstruktion liegen vor und werden nach Auswertung demnächst publiziert.

Schlussfolgerung

Bei den derzeit in der zahnärztlichen Prothetik für die Ankopplung von Zahnersatz genutzten ferromagnetischen Werkstoffen handelt es sich um Stahl-, Pd-Co-, Nd-Fe-B- oder Sm-Co-Legierungen. Im 1,5- und 3-Tesla-Gerät erzeugen sie auf einem flüssigkeitsgefüllten Phantom bei Spinechosequenzen asymmetrisch um das Objekt angeordnete Signallösungs-zonen mit einem Radius von bis zu 7 cm. Bei Gradientenechosequenzen sind diese Lösungs-

zonen insgesamt größer, nahezu symmetrisch geformt und dehnen sich bis zu einer Distanz von maximal 10 cm vom Objekt aus. Die genannten Attachments sind intraoral nicht standardisiert ausgerichtet. Bei der Entscheidung, ob sie in situ bleiben können oder vom Zahnarzt vor einer MRT-Untersuchung entfernt werden müssen, sollten daher die größten der hier ermittelten Werte herangezogen werden.

Literatur

- Buchli R, Boesiger P, Meier D et al. Heating effects of metallic implants by MRI examinations. *Magn Reson Med* 1988; 7: 255 – 261
- Hug J, Nagel E, Bornstedt A et al. Coronary arterial stents: safety and artifacts during MR imaging. *Radiology* 2000; 216: 781 – 787
- Shellock FG, Shellock VJ. Metallic Stents: Evaluation of MR imaging safety. *AJR* 1999; 173: 543 – 547
- Shellock FG. Reference manual for magnetic resonance safety, implants, and devices: 2005 edition. Los Angeles: Biomedical research publishing group, 2005
- Fellner C, Behr M, Fellner F et al. Artefakte durch Dentallegierungen in der MR-Bildgebung des Temporomandibulargelenks: eine Phantommodellstudie. *Fortschr Röntgenstr* 1997; 166: 421 – 428
- Lissac M, Metrop D, Brugirard J et al. Dental materials and magnetic resonance imaging. *Invest Radiol* 1991; 26: 40 – 45
- Blankenstein F. Systemvorstellung In: Blankenstein F (Hrsg). *Magnete in der Zahnmedizin*. Rottweil: flohr, 2001: 39 – 53
- Masumi S, Nagatomi K, Miyake S. Magnetic dental attachment that permits magnetic resonance imaging. *J Prosth Dent* 1992; 68: 698 – 701
- Widera MP. Die Retention verschiedener Wurzelkanalstiftsysteme in Abhängigkeit von Zementen und Vorbehandlungstechniken – eine In-vitro-Studie. Halle-Wittenberg: Med. Diss, 2004
- Gegauff AG, Laurell KA, Thavendrarajah A et al. A potential MRI hazard: forces on dental magnet keepers. *J Oral Rehab* 1990; 17: 403 – 410
- Herold T, Caro WC, Heers G et al. Abhängigkeit der Artefaktgröße vom Sequenztyp in der MRT-Präparatstudie zur Beurteilung der postoperativen Schulter nach Labrumfixation. *Fortschr Röntgenstr* 2004; 176: 1296 – 1301
- Teitelbaum GP, Bradley WG, Klein BD. MR imaging artifacts, ferromagnetism, and magnetic torque of intravascular filters, stents and coils. *Radiology* 1988; 166: 657 – 664
- Edwards MB, Taylor KM, Shellock FG. Prosthetic heart valves: Evaluation of magnetic field interactions, heating, and artifacts at 1,5 T. *J MRI* 2000; 12: 363 – 369
- Klemm T, Duda S, Machann MD et al. MR imaging in the presence of vascular stents: A systematic assessment of artifacts for various stent orientations, sequence types, and field strengths. *J MRI* 2000; 12: 606 – 615
- Thomson M, Schneider U, Breusch SJ et al. Artefakte und Ferromagnetismus von Metallegierungen in der Kernspintomographie, eine experimentelle Studie. *Orthopäde* 2001; 8: 540 – 544
- Wackym PA, Michel MA, Prost RW et al. Effect of magnetic resonance imaging on internal magnet strength in Med-El Combi 40 + cochlear implants. *Laryngoscope* 2004; 114: 1355 – 1361

3.5 MR-Festigkeit höher koerzitiver SmCo-Magnete im 1,5 und 3 Tesla-Hauptfeld

Truong BT, Blankenstein FH (2019) Flussdichteänderungen prothetischer/epithetischer SmCo-Magnete mit hoher Koerzitivkraft im 1,5- und 3-T-MRT. Der Radiologe 59: 912-919 doi: 10.1007/s00117-019-0563-0

Im Gegensatz zu den neuerdings diametral magnetisiert und beweglich gelagerten Cochlea-Implantat-Magneten kann sich das zur Verankerung auf Dentalimplantaten weit verbreitete Duomagnet-Attachment (Steco Systemtechnik, Hamburg/D) nicht räumlich dem MRT-Hauptfeld anpassen. Bei diesem Produkt ist nur der Sekundärmagnet zusammen mit der Prothese problemlos ausgliederbar. Um den Primärmagneten zerstörungsfrei herauszuschrauben, wird ein Speziälschlüssel benötigt. Deshalb verbleibt der Magnet, soweit die ROI ausreichend weit entfernt liegt, oftmals unerkannt in situ und wird dem deutlich stärkeren MRT-Hauptfeld ausgesetzt. In einer früheren Phantomstudie fanden wir an antiparallel zum 1,5 T-Feld ausgerichteten SmCo-Magneten Flussdichteverluste um ca. 7,5 %. Bei dieser Lage im 3 T-Feld wurden sie mit nahezu gleicher Flussdichte umgepolt [Blankenstein 2011].

Jetzt soll die Widerstandsfähigkeit einer modifizierten SmCo-Legierung mit höherer Koerzitivkraft erneut geprüft werden. In einer Phantomstudie simulierten wir dabei mit jeweils 20 Implantat-Magneten insgesamt 10 verschiedene, in der Klinik vorkommende Ausrichtungen zu B_0 bei 1,5 und 3 T:

I. das parallel liegende UK-Implantat, II. das antiparallele OK-Implantat bei IIa geradem Kopf, IIb 45° Dorsalextension und IIc 45° Ventralflexion. III das Glabella-Implantat, vertikal bei 90° zu B_0 und IV. das Mastoid-Implantat, horizontal bei 90° zu B_0 . Mit Ausnahme der re- und inklinierten Stellungen wurden alle Positionen auch im Format „feet first“ geprüft. Nach jeder Exposition wurden alle Magnete einer Remagnetisierung unterzogen. Als Äquivalent der Haftkraft der Magnete bestimmten wir nach jedem De- und Re-Magnetisierungs-Zyklus die relative Änderung ihrer Flussdichte.

Bei 1,5 T kam es nur in den beiden um 45° abgewinkelten antiparallelen Positionen und in der Außenposition „feet first“ zu signifikanten, jedoch klinisch kaum relevanten Flussdichteverlusten zwischen 7% und 10 %. Bei 3 T verschärfte sich dieser Trend: Die antiparallelen Magnete büßten im Tunnel 72 % und außerhalb 33 % ein. In den beiden antiparallelen Positionen mit abgewinkeltem Kopf wurden die Prüfmagnet mit -96 % und -94 % nahezu entmagnetisiert.

Diese neue Magnetgeneration kann also dem 1,5 T-MRT problemlos ausgesetzt werden, soweit Dorsalextension und Ventralflexion (cave: „Witwenbuckel“!) des Kopfes vermieden werden, und in der feet first position wenigstens eine Distanz von 30 cm zwischen Kopf und Portal eingehalten wird. Bei 3 T sollten alle antiparallelen Positionen vermieden werden. Allerdings ergab die Remagnetisierung aller Prüfmagnete eine komplette Wiederherstellung ihrer Funktion. Die dabei auftretenden signifikanten Unterschiede zu den Ausgangswerten lagen innerhalb der Messungenauigkeit.

Radiologe

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

© Springer Medizin Verlag GmbH, ein Teil von Springer Nature 2019

Buu-Tai Truong¹ · Felix H. Blankenstein²¹ Zahnarztpraxis, Berlin, Deutschland² Charité-Centrum 03, Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, Charité-Universitätsmedizin Berlin, Berlin, Deutschland

Flussdichteänderungen prothetischer/epithetischer SmCo-Magnete mit hoher Koerzitivkraft im 1,5- und 3-T-MRT

Einleitung

In der Alterszahnmedizin, Defektprothetik und Epithetik gewinnen Duo-Magnet-Attachments an Bedeutung. Sie erleichtern das Eingliedern, weil sie als einzige Kopplungselemente den herausnehmbaren Ersatz auch ohne gemeinsame Einschubrichtung selbsttätig in die Ruhelage ziehen. Müssen sich solche Magnet-Patienten einer Magnetresonanztomographie (MRT) unterziehen, ist dagegen der Nachteil der Duo-Magnetsysteme zu beachten: Bei Ausgliederung der Ersatzstücke bleiben die auf den Implantaten verschraubten Primärmagnete in situ. Vor einem MR-Tomogramm müssten sie mit systemeigenen Spezialschlüsseln entfernt werden, welche den Radiologen im konkreten Fall vermutlich nie zur Verfügung stehen. Dann sind vier denkbare Wechselwirkungen mit dem MRT auf ihre klinische Relevanz zu beurteilen:

- **Verschiebekräfte und Drehmomente.** Omatsu fand an ferromagnetischen Wurzelkappen bei 3 T eine maximale Verschiebekraft von 0,139 N und ein maximales Drehmoment von 0,00338 Nm [9]. Beide Kräfte sind um Größenordnungen kleiner, als die zum Abriss eines adhäsiven Verbundes benötigten 120 N bzw. das zur Lösung der Schraubverbindung nötige Drehmoment von 0,2 Nm und somit klinisch irrelevant.

- **Erwärmung durch Hauptfeld(HF)-Impulse.** Regier [10] fand bei ferromagnetischen Stahl-Brackets eine Temperaturdifferenz von weniger als 1 °C, was klinisch irrelevant ist.
- **Suszeptibilitätsartefakte.** In Abhängigkeit von Sequenz, Geräteeinstellung und Hauptfeldstärke entstehen um Dentalmagnete und ferromagnetische Gegenanker Artefakttradien zwischen 4 und 10 cm [3]. Liegt die Zielregion der Untersuchung außerhalb dieses Radius, kann diese Wechselwirkung ignoriert werden.
- **Flussdichteverminderung oder sogar Umpolung der Magnete.** Diese Wechselwirkung wird in der vorlie-

genden In-vitro-Studie untersucht. Die Fragestellungen lauten:

1. Welchen Flussdichteverlust erleiden SmCo-Magnete mit gesteigerter Koerzitivkraft durch Exposition im Haupt- und Außenfeld von 1,5- und 3-T-MRT bei Simulation verschiedener Einsatzpositionen?
2. Steigert die Modifizierung des Verhältnisses von Länge zu Durchmesser die Koerzitivkraft der Primärmagnete relevant?
3. Vermindert sich die bei antiparalleler Lage im MRT erwartete Schwächung der Magnete durch eine dorsale oder ventrale Kopfabwinkelung um 45°?

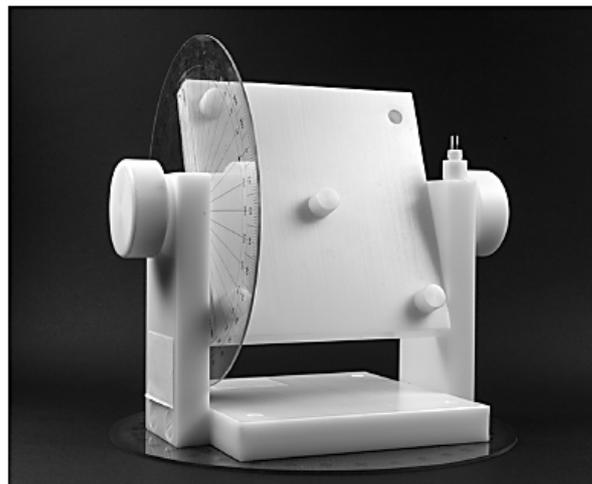


Abb. 1 ◀ Halterung zur Exposition von jeweils 5 Magnet-Halbzeugen

Published online: 18 June 2019

Der Radiologe

Tab. 1 Positionen der Magnete in Relation zur Hauptfeldachse B_0 und zum Tunnel

	Code	Simulierte Situation
Parallel, im Tunnel	P	Kopf voran, Magnet auf UK-Implantat
Antiparallel, im Tunnel	A	Kopf voran, Magnet auf OK-Implantat
Antiparallel, 45° dorsal rekliniert, im Tunnel	Ad	Kopf voran, Magnet auf OK-Implantat, Kopf um 45° rekliniert
Antiparallel, 45° ventral inkliniert, im Tunnel	Av	Kopf voran, Magnet auf OK-Implantat, Kopf um 45° inkliniert
90°, vertikal, im Tunnel	G	Kopf voran, Magnet auf Glabellaimplantat
90°, horizontal, im Tunnel	M	Kopf voran, Magnet auf Implantat im Mastoid
Parallel, am Portal	P _{ex}	Füße voran, Magnet auf OK-Implantat
Antiparallel, am Portal	A _{ex}	Füße voran, Magnet auf UK-Implantat
90°, vertikal, am Portal	G _{ex}	Füße voran, Magnet auf Glabellaimplantat
90°, horizontal, am Portal	M _{ex}	Füße voran, Magnet auf Implantat im Mastoid

OK Oberkiefer, UK Unterkiefer

4. Lassen sich die nach MRT-Exposition veränderten SmCo-Magnete mehrfach und vollständig remagnetisieren?

Material und Methode

Es standen insgesamt 40 Magnet-Halbzeuge „X-Line“ (steco-system-technik GmbH, Hamburg/D) zur Verfügung. Diese zylindrischen Titanrohlinge enthalten an der Stirnseite (magnetischer Nordpol) bereits den Permanentmagneten aus der Samarium-Kobalt-Legierung $\text{Sm}_2\text{Co}_{17}$ mit den Maßen $h = 2,0 \text{ mm}$ und $D = 4,0 \text{ mm}$ und folgenden magnetischen Eigenschaften: maximales Energieprodukt (BH_{max}) 236 kJ/m^3 , Remanenz (B_r) 1130 mT , Koerzitivfeldstärke (H_{c1}) 1990 kA/m . Der noch unbearbeitete Titanschaft, in den später das Gewinde für die Implantatverankerung gefräst wird, ermöglichte uns eine sichere Befestigung in einer Halterung. Durch eine Laserkodierung war der Weg jedes Magneten innerhalb der Studie nachvollziehbar.

Die aus Polyoxymethylen (POM) hergestellte Halterung fixierte die Magnete sicher im MRT. Sie besteht aus einer Fußplatte mit zwei vertikalen Stützen, auf der die Querachse der drehbaren Halteplatte befestigt ist (Abb. 1).

Dort befinden sich fünf auf die Maße der Halbzeuge angepasste Bohrungen mit einer Verschlusschraube. Je ein horizon-

taler und vertikaler Vollkreiswinkelmesser aus Polymethylmethacrylat (PMMA) ermöglicht zusammen mit dem Lichtvisier des MRT eine reproduzierbare Positionierung.

Vor Studienbeginn und nach jeder Exposition wurde mit dem Teslameter FM 220 (Projekt-Elektronik Berlin/D, Messbereich $0,1\text{--}200 \text{ mT}$) die Flussdichte aller Magnete auf der gesamten Polfläche gemessen. Um jede Messung in exakt derselben Lage auf dem Feldsensor durchzuführen, wurde ein Positionierungsschlüssel aus PMMA gefräst. Die damit erreichbare Übereinstimmung wurde mit dem „intra-class correlation coefficient“ (ICC) quantifiziert. Bei der jeweils fünfmaligen Messung der Initialwerte aller 40 Magnete ergab sich ein ICC-Agreement von $0,91$, was auf eine hohe Übereinstimmung hinweist. Deshalb genügte anschließend eine einfache Wiederholung jeder Messung mit Mittelwertbildung als Basis der Auswertung.

Die Ausgangswerte lagen im Durchschnitt aller 40 Magnete bei $131,6 \text{ mT}$ (max.: $136,0 \text{ mT}$; min.: $121,4 \text{ mT}$). Fünf der Magnete wiesen Ausgangswerte unter 130 mT auf (max.: $127,8 \text{ mT}$; min.: $121,4 \text{ mT}$). Es liegt demnach eine qualitative Chargenstreuung vor.

Die MRT-Exposition fand an einem $1,5 \text{ T}$ Magnetom Aera und einem 3 T Magnetom Skyra (Siemens Healthcare, Erlangen/D) mit horizontal liegender

Hauptfeldachse B_0 statt. Weil die Feldstärken der Gradientenspulen unter 50 mT liegen und damit deutlich kleiner als die der untersuchten Magnete sind, mussten für diese Studie keine Sequenzen gefahren werden. Jeweils 20 Magnete wurden in verschiedenen Positionen im Isozentrum beider Geräte und direkt vor dem Portal (gantry opening) exponiert (Tab. 1).

Im Tunnel: Die parallele Anordnung zum Hauptfeld B_0 simulierte die Lage von Magnet-Attachments auf Unterkiefer(UK)-Implantaten, die antiparallele Lage auf Oberkiefer(OK)-Implantaten. Die Positionen „Glabella“ (90° zu B_0 , senkrecht im Tunnel) und „Mastoid“ (90° zu B_0 , horizontal im Tunnel) sind typisch für Implantatverankerungen von Epithesen in der Nasenwurzel und in der Mastoidregion hinter dem Ohr.

Zwei weitere Positionen sind nur in Fällen möglich, bei denen keine Kopf-/Hals-Spule erforderlich ist: Es wurde simuliert, dass der Patient seinen Kopf in der Sagittalen jeweils bis zu 45° rekliniert oder inkliniert. Die abgewinkelten Positionen wurden aus der antiparallelen Lage heraus getestet.

Am Portal: Die Positionen *Parallel*, *Antiparallel*, *Mastoid* und *Glabella* wurden auch im „feet-first“-Modus, also außerhalb des Tunnels getestet. Die Abb. 2 veranschaulicht die dabei simulierten Patientenpositionen, Abb. 3 zeigt die simulierten Implantatpositionen.

Die Halterung wurde auf dem Schlitten im Abstand von einem Meter zum Tunneleingang positioniert, mit den Magneten bestückt und in die beiden zuvor festgelegten Positionen gefahren. In jeder dieser insgesamt 20 Positionen wurden 20 aufmagnetisierte Proben getestet.

In einer Pilotstudie modifizierten wir das Längen-Durchmesser(L/D)-Verhältnis der Magnete durch das Aufsetzen eines Sekundärmagneten passender Bauart („steco x-line“) auf die Magnet-Halbzeuge. Die Höhe („Länge“) dieses Doppelmagneten beträgt damit 4 mm bei gleichbleibendem Durchmesser von 4 mm , woraus eine Verschiebung des L/D-Verhältnisses von $0,5$ auf $1,0$ resultiert. Jeweils fünf dieser Doppelmagnete wurden in der als „worst case scenario“ angenom-

B.-T. Truong · F. H. Blankenstein

Flussdichteänderungen prothetischer/epithetischer SmCo-Magnete mit hoher Koerzitivkraft im 1,5- und 3-T-MRT

Zusammenfassung

Ziel. Es wurde die Gegenfeldfestigkeit hoch koerzitiver Dentalmagnete in der 1,5- und 3-T-Magnetresonanztomographie (MRT) untersucht und geprüft, ob dadurch geschädigte Magnete durch Remagnetisieren in den alten Zustand versetzbar sind.

Material und Methoden. Es wurden in einer justierbaren Halterung je 20 SmCo-Magnete in sechs simulierten Positionen der zahnärztlichen Prothetik/Epithetik exponiert: *P*: im Unterkiefer, parallel zum Hauptfeld B_0 , *A*: im Oberkiefer, antiparallel zu B_0 , *Ad*: antiparallel mit um 45° rekliniertem Kopf, *Av*: antiparallel um 45° inkliniert, *G*: Glabella, 90° zu B_0 , *M*: Mastoid, 90° zu B_0 . Im Außenfeld vor dem Portal wurden die parallele (P_{ex}), antiparallele (A_{ex}), Glabella

(G_{ex}) und Mastoid (M_{ex})-Positionen erneut geprüft. Nach jeder Exposition wurden die Magnete remagnetisiert. Als Äquivalent der Magnetkraft wurde die relative Änderung der Flussdichte bestimmt.

Ergebnisse. Bei 1,5 T kam es nur in den abgewinkelten Positionen *Ad* und *Av* und in der Außenposition A_{ex} zu klinisch relevanten Verlusten der Flussdichte zwischen 7 % und 10 %.

Das starke Gegenfeld von 3 T erzeugte bei den antiparallelen Positionen *A* und A_{ex} mit 72 % und 33 % sehr hohe Verluste. In den antiparallel inklinierten und reklinierten Positionen *Ad* und *Av* wurden die Magnete durch den Verlust von 96 % ihrer ursprünglichen Flussdichte nahezu entmagnetisiert.

Unabhängig von ihrer Schädigung ließen sich alle Magnete anschließend wieder vollständig aufmagnetisieren.

Schlussfolgerung. Sofern die induzierten Artefakte diagnostisch irrelevant sind, können höher koerzitive SmCo-Magnete bei 1,5 T in situ bleiben. Im antiparallel wirkenden 3-T-Hauptfeld kann ihre Haftkraft komplett verloren gehen. Dann sollten sie vom Hersteller remagnetisiert werden. Die In- oder Reklination des Kopfes verstärkt den Einfluss des Hauptfeldes.

Schlüsselwörter

Intraorale Dentalmagnete · Koerzitivkraft · MRT · Flussdichteverlust · Remagnetisieren

Alteration of flux density of highly coercive SmCo magnets used in prosthodontics and epithetics in 1.5 T and 3 T MRI

Abstract

Purpose. The opposing field stability of highly coercive dental magnets in external magnetic fields of 1.5 and 3 T magnetic resonance imaging (MRI) was investigated. It was further assessed if remagnetizing can reverse the flux density in the magnets.

Material and methods. Using an adjustable fixture, 20 SmCo magnets were exposed and 6 positions of prosthodontics and epithetics were simulated: *P*: in the lower jaw parallel to the main field B_0 , *A*: in the upper jaw antiparallel to B_0 in a straight position, *Ad*: antiparallel, reclined by 45°, *Av*: antiparallel, inclined by 45°, *G*: glabellar region 90° to B_0 and *M*: mastoid region 90° to B_0 . The effects of exposure in the exterior field directly at the

opening for the parallel (P_{ex}), antiparallel (A_{ex}), glabellar (G_{ex}) and mastoid (M_{ex}) positions were also investigated. After each exposure the magnets were remagnetized. The flux density was determined as an equivalent of the adhesive force.

Results. With 1.5 T clinically relevant loss of flux density between 7% and 10% occurred only in the angled positions *Ad* and *Av* and the external position A_{ex} . In the antiparallel positions *A* and A_{ex} the strong external field of 3 T caused very high losses of 72% and 33%, respectively. In the inclined and reclined antiparallel positions *Ad* and *Av* the magnets lost 96% of their flux density and were almost fully demagnetized. All of the magnets could

be fully remagnetized regardless of the degree of damage.

Conclusion. Highly coercive SmCo magnets can remain in situ during a 1.5 T MRI scan unless the resulting artifacts are diagnostically relevant. Exposure to the 3 T main field in antiparallel position may result in a complete loss of the adhesive force. In this case the magnets should be remagnetized by the manufacturer. Inclination or reclination of the head reinforces the effect of the main field.

Keywords

Intraoral dental magnets · Coercivity · MRI · Loss of flux density · Remagnetization

menen antiparallelen Position im Tunnel bei 1,5 und 3,0 T exponiert.

Nach jeder Exposition wurden die Magnete in einem Impulsmagnetisierer IM 5025-X (Firma Dr. Steingroever GmbH Köln/D) zusammen mit einer Spule MV-21 × 400 mm (Spulenkonstante 0,46 T/kA) aufmagnetisiert. Der maximal erreichbare Impulsstrom des Gerätes ist mit 50 kA angegeben. Jeder Magnet durchlief 9 Aufmagnetisierungen.

Mit dem Statistikprogramm R (Version 3.2.1) wurden die deskriptiven Kennwerte berechnet: Mittelwert, Median, unteres und oberes Quartil sowie Standardabweichung. Da keine Normalverteilung anzunehmen war, wurden die Prä- und Postwerte mit dem Wilcoxon-Test auf signifikante Unterschiede geprüft und die Irrtumswahrscheinlichkeit auf 5 % festgelegt.

Ergebnisse

Die relativen Veränderungen der Flussdichte sind in **Tab. 2 und 3** zusammengefasst. Die Unterschiede zwischen den Ausgangswerten und denen nach MRT-Exposition erwiesen sich immer als signifikant.

In paralleler Lage zum Hauptfeld und in den Positionen *M*, *G*, M_{ex} , G_{ex} traten sowohl bei 1,5 als auch bei 3 T nur geringe Veränderungen auf. In antiparal-

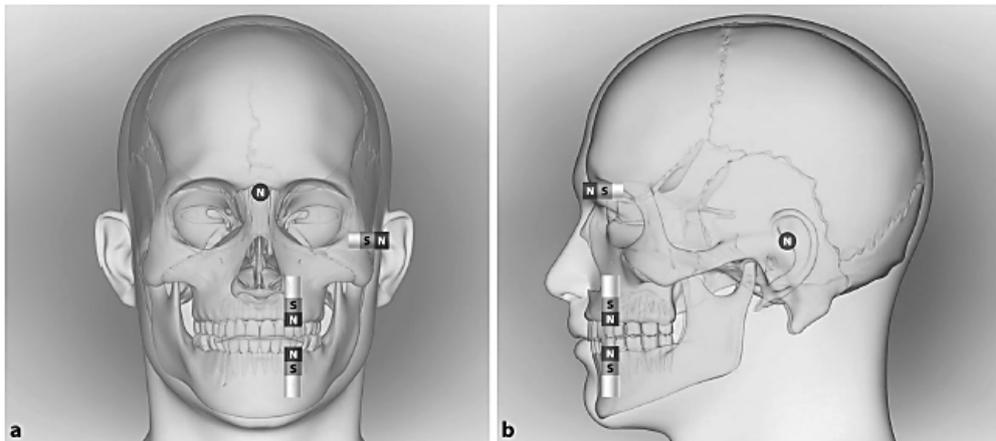


Abb. 2 ◀ Die vier simulierten Magnetpositionen (mit Nord- [N] und Südpol [S]) im Ober- und Unterkiefer, in der Glabella- und Mastoideidregion a von vorne und b von der Seite. Die Implantate sind vergrößert dargestellt

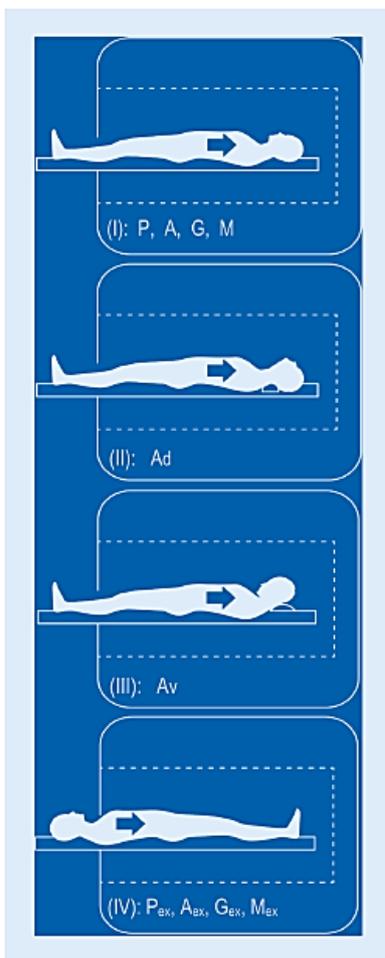


Abb. 3 ▲ Die vier simulierten Patientenpositionen: (I): Magnete parallel (P), antiparallel (A), 90° vertikal (G) und 90° horizontal (M) zur Hauptachse des Magnetresonanztomographen (MRT), (II): Magnet antiparallel mit 45° rekliniertem Kopf (Ad), (III): Magnet antiparallel mit 45° inkliniertem Kopf (Av), (IV): Magnete im Modus „feet first“ parallel (P_{ex}), antiparallel (A_{ex}), 90° vertikal (G_{ex}) und 90° horizontal (M_{ex}) zur Hauptachse des MRT

ler Lage ergaben sich deutliche Unterschiede zwischen den beiden Hauptfeldern: Bei 1,5 T blieb die Flussdichte der zentral exponierten Magnete (A) größtenteils erhalten, während es am Portal (A_{ex}) zu einem Verlust von 7% kam. Bei der simulierten Inklination und Reklination des Kopfes (Ad, Av) gingen 10% der Flussdichte verloren.

Bei 3 T verminderte sich die Flussdichte in antiparalleler Lage (A) um fast 72%. Zehn der so exponierten Magnete wurden auf Werte zwischen 3 und 14 mT umgepolt. Der größte Verlust trat mit mehr als 90% auch hier bei den 45°-Positionen Ad und Av auf. Der Verlust direkt am Portal (A_{ex}) war mit 33% ebenfalls hoch (▣ Abb. 4).

In der Pilotstudie mit Doppelmagneten war der durchschnittliche Flussdichteverlust nach antiparalleler Exposition bei 1,5 T mit -2,14% (min.: -1,8%; max.: -2,5%) weniger als halb so groß wie nach Exposition ohne den Sekundärmagneten und lag damit innerhalb der Messungenauigkeit. Im 3-T-Hauptfeld blieb dieser Effekt jedoch aus: Der Flussdichteverlust der Doppelmagnete war in antiparalleler Position mit -72,9% (min.: -60,9%; max.: -85,3%) nahezu genauso groß wie ohne Sekundärmagnet.

Der „Spaghetti-Plot“ in ▣ Abb. 5 zeigt den Flussdichteverlauf aller 40 Magnete über je 9 Remagnetisierungszyklen.

Bei dieser Darstellungsform ist die Chargenstreuung des Initialwertes gut erkennbar, die sich zum Versuchsende hin etwas verschmälert. Im Gesamtverlauf kam es bei 37 der 40 Magnete zu einem fortlaufend geringfügigen Anstieg

der Flussdichte. Lediglich ein Magnet hatte nach dem 9. Zyklus eine Flussdichte unterhalb seines Initialwertes. Bei der statistischen Auswertung erwies sich dieser Anstieg nach der 1., 2., 7., 8. und 9. Magnetisierung als signifikant. Alle Veränderungen bewegten sich jedoch im nur einstelligen Milliteslabereich und sind, auch unter Berücksichtigung der Messungenauigkeit, klinisch irrelevant.

Diskussion

Anstelle der aufwendigen und fehleranfälligen experimentellen Bestimmung der Haftkraft [4, 6, 7] nutzten wir schon in einer früheren Studie [2] die magnetische Feldstärke auf der Polfläche als Äquivalent. Entsprechend der Formel $F = B^2 A / 2\mu_0$ (F: Haftkraft, B: Flussdichte auf der Polfläche, A: Polfläche, μ_0 : Permeabilität des Vakuums) verhält sich die Haftkraft proportional zum Quadrat der Flussdichte eines Permanentmagneten. Sie ist bei Verwendung vergleichbarer Sonden ein geeigneter Ausdruck für die Funktionsfähigkeit der Magnete. Sie ist bei axialer Magnetisierung unproblematisch messbar und zeigt zudem mit ihrem Vorzeichen an, ob sich die Magnetisierungsrichtung durch die starken Gegenfelder ändert.

Es liegen kaum vergleichbare Ergebnisse für die Schädigung solcher Magnete vor, weil in älteren Studien oft MRTs mit kleinen Hauptfeldern zwischen 0,2 T und 1,5 T genutzt wurden [1, 11], denen die damals untersuchten hochkoerzitativen NdFeB-Magnete für Kochleaimplantate in jeder Orientierung widerstan-

Positionen	Verlust (%)	p-Wert	SD	Min. (%)	Max. (%)	
Im Tunnel	P	-0,34	0,0080	0,822	+1,69	-2,52
	A	-5,26	0,0001	0,502	-4,64	-6,59
	Ad	-10,19	0,0001	0,617	-8,90	-11,56
	Av	-10,34	0,0001	0,653	-8,07	-11,19
	G	-1,64	0,0001	0,881	-0,11	-4,50
	M	-1,62	0,0001	0,635	-0,00	-2,44
Am Portal	P _{ex}	-2,09	0,0014	1,773	+3,06	-4,25
	A _{ex}	-7,04	0,0001	0,458	-6,23	-7,87
	G _{ex}	-0,59	0,0002	1,330	+3,68	-1,81
	M _{ex}	-1,32	0,0215	0,694	+0,73	-2,23

Untersuchungspositionen siehe auch **Tab. 1**

Positionen	Verlust (%)	p-Wert	SD	Min. (%)	Max. (%)	
Im Tunnel	P	+1,01	0,0014	0,904	+2,10	-0,77
	A	-71,52	0,0000	11,278	-40,34	-89,07
	Ad	-95,68	0,0000	11,959	-69,36	-115,75
	Av	-93,70	0,0001	11,006	-65,55	-108,68
	G	-1,99	0,0000	1,245	+1,67	-3,89
	M	-3,99	0,0002	2,725	+0,47	-9,42
Am Portal	P _{ex}	+0,38	0,0002	2,756	+0,82	-0,08
	A _{ex}	-32,51	0,0000	6,373	-17,96	-43,97
	G _{ex}	-1,06	0,0000	0,482	+0,04	-1,95
	M _{ex}	-1,58	0,0001	0,879	-0,40	-3,30

Untersuchungspositionen siehe auch **Tab. 1**

den. Niedriger koerzitive SmCo-Magnete ähnlicher Bauart wie die hier getesteten zeigten sich deutlich empfindlicher [2]: Nach antiparalleler Lage bei 1,5 T verloren sie 8% ihrer Flussdichte. Bei 3 T wurden sie unpolarisiert und damit unbrauchbar, weil sie nun eine Abstoßung der Prothesen/Epithesen erzeugten. In der vorliegenden Studie zeigen wir, dass die neuen SmCo-Magnete deutlich MRT-fester sind. Sie können bei 1,5 T in den Positionen P, A, M, G ohne klinisch relevante Flussdichteänderung in situ verbleiben. Die dabei aufgetretenen durchschnittlichen Verluste wären bei einer schmaleren Chargenstreuung noch niedriger ausgefallen. Damit sind auch alle denkbaren Expositionen in MRT mit kleineren Hauptfeldern möglich.

Auch bei 3 T sind die Positionen P, M, G unproblematisch. Die Flussdichteänderungen erwiesen sich zwar durchweg als signifikant, liegen aber bei diesen Po-

sitionen im Rahmen der Messungenauigkeit, die sich aus drei Faktoren ergibt:

- Messfehler des Teslameters: ± 2% laut Herstellerangabe,
- berechneter Messfehler durch die Positionierungsabweichung auf der Feldsonde: ± 0,45%,
- Linearisierungseffekt auf der Entmagnetisierungskurve mit Abweichungen von bis zu 5%. Zu diesem Effekt kommt es nur beim ersten Eintritt eines Magneten in das Gegenfeld. Nach einer Aufmagnetisierung tritt er jedoch erneut auf und ist hier bei jeder Exposition zu beachten.

Für eine Festigkeit in antiparalleler Lage bei 3 T reicht die Koerzitivkraft der neuen Magnete nicht aus: Sie verlieren 72% der ursprünglichen Flussdichte. Ihr klinischer Gebrauch wird damit zwar nicht unmöglich, aber deutlich spürbar eingeschränkt.

Die Herstellung von SmCo-Magneten mit noch höherer Koerzitivkraft wäre durch Einstellung sehr geringer Korngrößen, durch ein Multistep-Verfahren beim Abkühlen und ein Magnetisierfeld in doppelten Höhe von H_{cf} [5] möglich, jedoch sehr zeitaufwendig und damit unwirtschaftlich.

Die zweite Frage dieser Studie befasste sich mit dem Nutzen des von 0,5 auf 1,0 veränderten L/D-Verhältnisses durch Aufsetzen eines Sekundärmagneten im MRT. Die Kenndaten dieses Doppelmagneten erfahren damit im 2. Quadranten der Hysteresekurve eine Änderung: Der Arbeitspunkt auf der Entmagnetisierungslinie verschiebt sich nach rechts in Richtung einer höheren Remanenz, wodurch der Abstand zur Koerzitivfeldstärke größer wird. Die Feldstärke des Doppelmagneten sollte also in einem externen Gegenfeld besser erhalten bleiben. Im 1,5-T-Hauptfeld trat dieser Effekt tatsächlich auf und erzeugte auch bei antiparalleler Positionierung eine komplette Gegenfeldfestigkeit.

Die praktische Nutzung dieses Effektes am Patienten ist aber schwierig: Ein einzeln aufgesetzter Sekundärmagnet müsste gegen die Translations- und Torsionskräfte im Hauptfeld gesichert werden. Ohne Fixation wurden die aufgesetzten Zusatzmagnete aber bereits bei 1,5 T zunächst gedreht und dann sofort abgerissen. Würde während einer Patientenuntersuchung die jeweilige Prothese bzw. Epithese mit ihren Sekundärmagneten in situ belassen, um dadurch das L/D-Verhältnis zu verdoppeln, hängt es von der Masse der Ersatzstücke und der Zahl der Magnet-Attachments ab, ob die Gravitationskraft der nicht ferromagnetischen Materialien größer ist als die auf die Magnete wirkende Translationskraft. Diese in jedem Einzelfall nötige Berechnung sowie der bei 1,5 T geringe und bei 3 T ausbleibende Effekt machen die Methode klinisch irrelevant. Deshalb wurde dieser Ansatz nicht weiterverfolgt.

Die dritte Frage war, ob die Magnete durch spezielle Kopfhaltungen besser vor dem Hauptfeld geschützt werden können. Voraussetzung dafür wäre, dass die Zielregion nicht im Kopf-Hals-Bereich liegt, weil in diesem Falle solche Bewe-

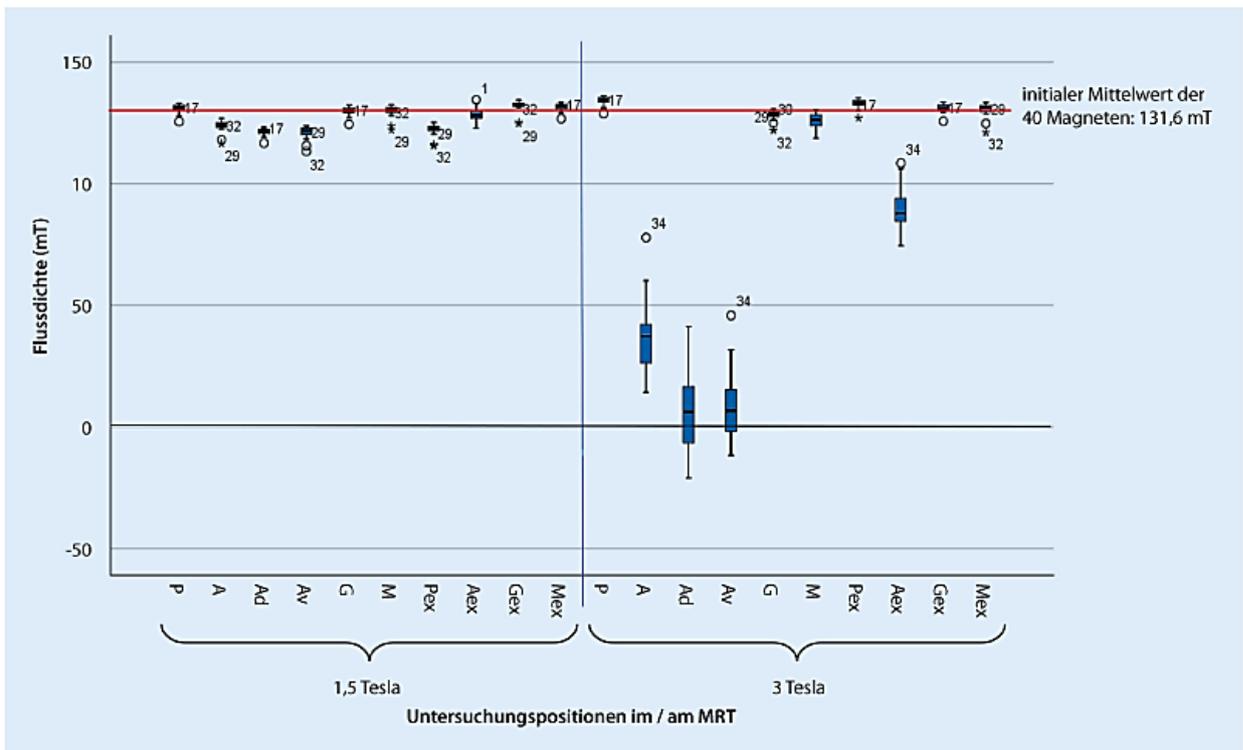


Abb. 4 ▲ Flussdichte der $\text{Sm}_2\text{Co}_{17}$ -Magnete nach Exposition im Isozentrum und am Tunneleingang bei 1,5 T und 3 T (Untersuchungspositionen siehe auch Tab. 1). MRT Magnetresonanztomographie

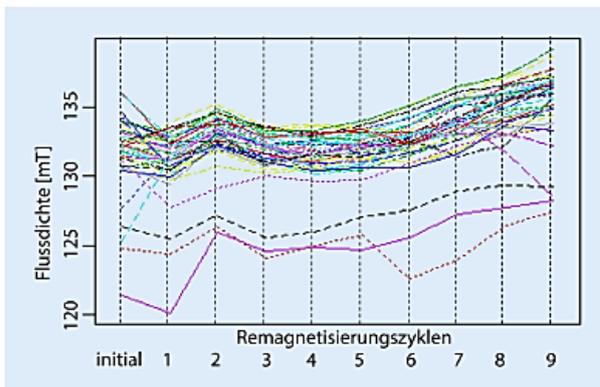


Abb. 5 ◀ Verlauf der Flussdichtewerte aller 40 Magnete vom Initialwert über 9 Remagnetisierungen

gungen durch die benötigten Spulen verhindert würden.

- Eine reine Rotation des Kopfes wäre im Tunnel-MRT mit horizontalem Hauptfeld wirkungslos. Intraorale Dentalmagnete blieben dabei stets kranial-kaudal ausgerichtet.
- Mit einer lateralen Kopfklinaktion könnte ein antiparallel liegender Magnet höchstens einen Winkel von 45° zu B_0 erreichen. Diese Position ist

jedoch den Patienten für die Dauer der Untersuchung nicht zumutbar.

- Eine Reklination (Dorsalextension) oder Inklinaktion (Ventralflexion) um jeweils bis zu 45° in der Sagittalen wäre durch eine stabile Auflage unter Kopf oder Hals als einzige Lagerungsabweichung umsetzbar. Deshalb simulierten wir diese beiden Stellungen mit den Positionen *Ad* und *Av*, bei denen die Magnete um 45° aus der Antiparallelität mit dem

Hauptfeld herausgekippt wurden. Überraschenderweise traten hierbei die stärksten Flussdichteverluste dieser Studie auf. Die Magnete verloren bei 1,5 T mit ca. 10%, bei 3 T mit ca. 95% jeweils signifikant mehr Flussdichte als bei rein antiparalleler Lage, dem eigentlichen „worst case scenario“.

Majdani et al. [8] prüften ebenfalls verschiedene Winkel zwischen dem 3-T-Hauptfeld und SmCo -Magneten und fanden ab dem Winkel von 100° (ausgehend von antiparalleler Lage) eine Schwächung, die bis zum Winkel von 70° kontinuierlich zunahm und bei reiner Antiparallelität (0°) ihr Maximum erreichte. Allerdings wurde nicht die Ebene dieses Winkels genannt und die von uns untersuchte 45° -Position nicht getestet. Warum es in dieser Stellung zu so einer massiven Abweichung zwischen den Ergebnissen von Majdani et al. und unseren kam, bleibt offen. Als Ursache wäre die unterschiedliche Konstruktion der benutzten Tomographen (Ausmaße,

etwaige Zusatzspulen zur Verlängerung des Hauptfeldes) denkbar. Anhand unserer Daten sind Positionsänderungen des Kopfes nicht zu empfehlen.

Falls die Zielregion der Untersuchung im Bereich von Thorax, Abdomen, Becken oder Beinen liegt, ist die „feet-first“-Position der Patienten möglich oder sogar notwendig. Der außerhalb des Tunnels verbleibende Kopf ist dann nur dem schwachen, zum Portal hin ansteigenden Außenfeld ausgesetzt. Wir wählten zur Simulation wiederum das „worst case scenario“: die Position direkt am Portal. Dabei zeigte sich bei 1,5 T in antiparalleler Position eine geringfügige, klinisch nicht spürbare, aber statistisch signifikante Schwächung um 7%. Am 3-T-Portal kam es dagegen zu einer deutlich stärkeren Schwächung um 32%. Eine Messung des Außenfeldes an dieser Stelle ergab 1500 mT und kann dieses Phänomen ebenso wenig erklären wie der in dieser Region hohe räumliche Gradient von 3–5 T/m.

Im 3-T-Gerät sollte daher bei antiparallel zu B_0 befestigten Magneten (bei steco-Produkten ist dies im Oberkiefer) in der „feet-first“-Position ein Abstand von wenigstens 30 cm zwischen Portalöffnung und den Dentalmagneten eingehalten werden. Die dort gemessene Feldstärke betrug nur 500 mT.

Zuletzt war zu klären, ob die Magnete mit einem nach Exposition verminderten oder umgepolten Feld durch übliche Aufmagnetisierungsverfahren in den ursprünglichen Zustand versetzt werden können. Diese Studie zeigt, dass dies mit einer geeigneten, kommerziell verfügbaren Magnetisiervorrichtung unabhängig von der Ausgangsflussdichte und unabhängig von der Anzahl der Magnetisierungszyklen uneingeschränkt möglich ist. Dabei auftretende signifikante Veränderungen gegenüber dem Initialwert liegen im Rahmen der Messungenauigkeit und sind irrelevant. Die Tendenz zur Steigerung der Flussdichte um wenige Millitesla nach den neun Zyklen zeigt, dass die Furcht vor einer unvollständigen Aufmagnetisierung unbegründet ist.

Fazit für die Praxis

- Die hier untersuchten steco-Magnete können im 1,5-T-MRT gefahrlos intraoral verbleiben, soweit die großen Suszeptibilitätsartefakte diagnostisch irrelevant sind.
- Patienten mit Epithesen oder Defektprothesen sollten vor einem 3-T-MRT immer nach im Knochen verankerten Implantaten mit Magnet-Attachments gefragt und ggf. auf eine denkbare Verminderung deren Haftkraft hingewiesen werden.
- Falls die Magnetkraft nach antiparalleler Positionierung bei 3 T stark vermindert oder umgepolte wurde, ist der Prothesenhalt sehr schwach oder durch die nunmehr auftretende abstoßende Kraft vom Sekundärmagneten unmöglich.
- Lageveränderungen des Kopfes können diese Verminderung nicht verhindern, in bestimmten Positionen führen sie sogar zu größeren Kraftverlusten.
- Mit einem industriell üblichen Verfahren und bei ausreichend hohem Impulsstrom können im MRT geschädigte Minimagnete vollständig remagnetisiert werden, was gegenüber einer Neubeschaffung wesentlich preiswerter ist.
- Dabei ist der Status der Magnete als Medizinprodukt zu beachten: Das Wiederinverkehrbringen muss konform zu den jeweiligen gesetzlichen Vorgaben erfolgen.

Korrespondenzadresse

Buu-Tai Truong
Zahnarztpraxis
Ahornstr. 20, 12163 Berlin, Deutschland
buu_tai@hotmail.com

Einhaltung ethischer Richtlinien

Interessenkonflikt. B.-T. Truong und F.H. Blankenstein geben an, dass kein Interessenkonflikt besteht. Der Hersteller der hier untersuchten Magnete, die Fa. steco-system-technik Hamburg (Deutschland), stellte die insgesamt 40 Magnet-Halbzeuge zur Verfügung und übernahm die Kosten der Remagnetisierungszyklen.

Für diesen Beitrag wurden von den Autoren keine Studien an Menschen oder Tieren durchgeführt. Für die aufgeführten Studien gelten die jeweils dort angegebenen ethischen Richtlinien.

Literatur

1. Baumgartner WD, Youssefzadeh S, Czerny C, Hamzavi J, Adunka O, Gstöttner W (2000) Klinische Anwendung von Magnetresonanztomographie bei Cochlear-implantierten Patienten. *Wien Klin Wochenschr* 112:512–514
2. Blankenstein FH, Truong B, Thomas A, Boeckler A, Peroz I (2011) Beeinflussung der Flussdichte intraoraler Dentalmagnete im 1,5 und 3 T-MRT. *Fortschr Röntgenstr* 183:727–734
3. Blankenstein FH, Truong B, Thomas A, Schröder RJ, Naumann M (2006) Signallöschung im MRT-Bild, verursacht durch intraoral verankerte dentale Magnetwerkstoffe. *Fortschr Röntgenstr* 178:787–793
4. Boeckler A, Ehring C, Setz JM (2008) Retentionscharakteristiken implantat-prothetischer Magnetattachments. *Z Zahnärztl Impl* 24:276–288
5. Cassing W, Kuntze K, Ross G (2018) Dauermagnete, Mess- und Magnetisierertechnik, 3. Aufl. Expert, Renningen
6. Chopra V, Smith BJ, Preiskel HW, Palmer RM, Curtis R (2007) Breakaway forces of flat and domed surfaced Magfit implant magnet attachments. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 15:7–12
7. Lemon JC, Brignoni RA, Collard SM, Martin JW, Powers JM, Chambers MS (2004) In vitro effect of microwave irradiation on the retentive force of magnets. *J Prosthet Dent* 91:368–373
8. Majdani O, Leinung M, Rau T, Akbarian A, Zimmerling M, Lenarz M, Lenarz T, Labadie R (2008) Demagnetization of cochlear implants and temperature changes in 3.0 T MRI environment. *Otolaryngol Head Neck Surg* 139:833–839
9. Omatsu M, Obata T, Minowa K, Yokosawa K, Inagaki E, Ishizaka K, Shibayama K, Yamamoto T (2014) Magnetic displacement force and torque on dental keepers in the static magnetic field of an MR scanner. *J Magn Reson Imaging* 40:1481–1486
10. Regier M, Kemper J, Kaul MG, Feddersen M, Adam G, Kahl-Nieke B, Klocke A (2009) Radiofrequency-induced heating near fixed orthodontic appliances in high field MRI systems at 3.0 T. *J Orofac Orthop* 70:485–494
11. Wackym PA, Michel MA, Prost RW, Banks KL, Runge-Samuelson CL, Firszt JB (2004) Effect of magnetic resonance imaging on internal magnet strength in Med-el Combi 40-cochlear implants. *Laryngoscope* 114:1355–1361

4. DISKUSSION

4.1 Umfrage zum Wissensstand / Die Fachliteratur als Informationsquelle

Das Problem der Interaktionen zwischen zahnärztlichen Metallprodukten und der MRT ist sowohl aus zahnärztlicher als auch radiologischer Sicht grundsätzlich bekannt. Sobald sich aber konkrete Fragen stellen, tritt eine weit verbreitete Unsicherheit oder gar Unwissenheit zu Tage. Dies zeigen exemplarisch drei Umfragen unter Zahnärzten, die interessanterweise alle von Prothetikern initiiert wurden:

Mathew et al. befragten in drei indischen Distrikten 354 Zahnärzte, von denen 101 (28,5 %) antworteten. Etwa deren Hälfte war neben ihrer Praxis auch in der Ausbildung tätig. Die publizierten Fragen waren sehr einfach, ihre Beantwortung offenbart das „relativ limitierte Wissen zur Interaktion zwischen Dentalmaterial und MRT“ [Mathew 2016]. Nur 50 % gaben an, zu wissen, welche konkreten Legierungen ihr Dentallabor für den festsitzenden Zahnersatz ihrer Patienten verwendet. 46,5 % glaubten, dass Dentallegierungen von Magneten „stark angezogen“ würden. 60 % konnten bei der Frage nach der Magnetisierbarkeit von Vollkeramik, Metallkeramik, Amalgam, Acrylat, Titan, Edelstahl, NiCr- und CoCr-Legierungen keinerlei Angaben machen. 45,5 % hatten „keine Idee“ zu den erfragten Effekten des MRT auf magnetgehaltene Deckprothesen. Von den 64 % der Befragten, welche annahmen, dass Dentalmaterialien in der MRT Artefakte auslösen, glaubten 30 %, dass auch durch Amalgam Artefakte erzeugt würden. Dass sich Zahnersatz im MRT erwärme, wurde von 30 % für wahrscheinlich gehalten. In den Schlussfolgerungen konstatieren die Autoren sowohl ein Desinteresse als auch eine defizitäre Fortbildungs-Situation zu diesem Thema.

Shukla et al. befragten in ihrer Querschnitterhebung insgesamt 248 zahnärztliche Absolventen, Postgraduierte und Universitäts-Lehrkräfte im indischen Bhopal. Mit 220 Rücksendungen erzielten die Autoren eine sehr hohe response rate (RR) von fast 89 %. Zum Problemkomplex der Interaktion zwischen MRT und Dentalmaterial wurden sieben einfache Fragen gestellt. Davon waren jedoch vier Fragen so stark vereinfacht, dass sie auch von Sachkundigen nicht exakt beantwortbar wären, weil keine Differenzierung in der Gruppe der zahnärztlichen und speziell der orthodontischen Legierungen möglich war. Durch solcherart unscharf formulierte Items verringern sich Validität und Reliabilität. Bei den eindeutigen Fragen wurde erneut die Unwissenheit der Zahnmediziner deutlich: Eine große und unter den drei befragten Berufsgruppen gleichmäßige Mehrheit von 85 % befürchtete durch das Magnetfeld Schäden oder eine Aufheizung bei Implantat getragendem Zahnersatz. Nur knapp die Hälfte der Teilnehmer wusste, dass ferromagnetisches Material im MRT Artefakte erzeugt, während die andere Hälfte dies bei allen Metallen und sogar Vollkeramiken befürchtete. Die Schlussfolgerung der Autoren ist fast wortgleich mit der drei Jahre zuvor publizierten Studie von Mathew et al. [Shukla 2019].

Eine wesentlich umfangreichere Studie liefern 2022 Bhardwaj et al., die dafür 481 Teilnehmer aus Saudi-Arabien rekrutierten, darunter 231 Studierende, 206 Absolventen, 37 mit Masterabschluss und sieben mit einem PhD. Von den insgesamt 15 Fragen betrafen acht explizit die möglichen Interaktionen. Der Anteil der dabei korrekt Antwortenden lag nur zwischen 20 und 8 %. Dabei wählten die Teilnehmer mit Master- und PhD-Abschlüssen deutlich häufiger die richtige Antwort. Bei Fokussierung auf das Alter der Teilnehmer stellte sich heraus, dass die über 50jährigen sieben der acht Fragen zu möglichen Interaktionen am häufigsten korrekt beantworteten. Die Autoren fordern, die Zahnärzteschaft für diese Problematik zu sensibilisieren. Sowohl im Studium als auch postgradual bedürfe es entsprechender Lehrinhalte [Bhardwaj 2022].

Mit unserer Umfrage zur Thematik zahnärztliche Metallobjekte im MRT [Kielburg und Blankenstein 2019] beschritten wir in zweifacher Hinsicht Neuland: Erstmals war jetzt der Wissensstand der MRT-Ärzte im Focus, und erstmals ging die Befragung nicht von deren Fachkollegen aus, sondern von Zahnärzten. Möglicherweise war diese gefühlte Examinierung durch offensichtlich Fachfremde einer der Gründe für die niedrige Rücklaufquote von nur 3,7 %. Zwei im gleichen Zeitrahmen zu anderen Problemen publizierte Umfragen von Radiologen unter Radiologen erreichten mit 9,9 % [Scaglione 2021] und 8,3 % [European Society of Radiology 2019] allerdings auch nur einstellige Quoten. Diese Zahlen passen zum allgemein beklagten, fast schon dramatischen Absinken der Rücklaufquoten während der letzten Jahrzehnte, was u.a. auf das fehlende (bzw. ethisch nicht erlaubte) direkte Ansprechen potenzieller Teilnehmer und eine gestiegene Frequenz allgemeiner Umfragen zurückgeführt wird [Morton 2012]. Allerdings soll die daraus folgende Annahme, die Validität der gefundenen Aussagen müsse analog zur Rücklaufquote sinken, nicht zutreffen [Morton 2012].

In unserem Falle scheint die verminderte Rücklaufquote zudem auf einer typischen, uns gegenüber einige Male vorgetragenen Fehlannahme der Angeschriebenen zu basieren, zu dieser Thematik seien ausreichend viele Untersuchungen publiziert, man könne dort nachlesen. Tatsächlich finden sich z.B. in PubMed unter der kombinierten Stichwortsuche dental, metal, MRI, artifacts insgesamt 115, zwischen 1983 und 2023 erschienene Arbeiten. Aber keiner unserer Umfrageteilnehmer nannte die Fachliteratur als geeignete Informationsquelle zur MR-Kompatibilität und -Sicherheit intraoraler Metallobjekte... Und tatsächlich erscheint deren Nutzen wegen einiger sehr häufig auftretender methodischer Fehler geringer zu sein als weithin angenommen. Die sich daraus ergebenden Fehlinterpretationen verbreiteten sich mitunter rasant in einer Zitationskette. So auch beispielhaft die Ergebnisse der retrospektiven Studie von Costa et al. [Costa 2009]. Diese Arbeitsgruppe hatte aus 1.200 Kopf-Scans von Epilepsiepatienten einer Brasilianischen Universitätsklinik 70 Fälle mit Verdacht auf Artefakte durch Dentalmetalle herausgefiltert.

Anhand der radiologischen Akteneinträge (!) identifizierten sie „Goldkronen, zahnärztliche Titan-Implantate und metallische orthodontische Applikationen“ als auslösende Objekte. Sie begründeten die Artefakte fälschlich mit ihrem hohen Nickel- und Chromgehalt. Die auch für die Autoren überraschend großen Artefakte um die bekanntermaßen diamagnetischen Produkte Titan- und Gold-Legierungen wurden stattdessen mit dem Hinweis auf deren ferromagnetische Liganden erklärt. Eine möglicherweise fehlerhafte Befunderhebung wurde nicht in Betracht gezogen. Diese Studie wurde seit ihrer Publikation im Juni 2009 bis zum August 2023 insgesamt 54-mal und weit überwiegend unkritisch zitiert [Web of science]. Sie enthält alle typischen Fehler, die bei dieser Thematik auftauchen:

- Die untersuchten Metallobjekte werden als repräsentativ für ganze Legierungsgruppen wie Edelstahl, Nichtelegierungsmetall, Edelmetall, oder Kobalt-Chrom gewertet.
- Die untersuchten Produkte sind nicht nachvollziehbar spezifiziert.
- Aus der Permeabilität einzelner Liganden wird die Magnetisierbarkeit der Legierungen abgeleitet.

Die Problematik der martensitischen Transformation metastabiler Austenite, welche, obwohl als nicht magnetisierbar geltend, dadurch Artefakte hervorriefen, fand bereits Ende der 1980er Jahre Eingang in die medizinische Literatur [Teitelbaum 1988, Vaccaro 1994, Schenck 1996, Bendel 1997, Schenck 2000]. Seitdem sollte es bei allen einschlägigen Studien Standard sein, die jeweils untersuchten Legierungen, insbesondere die so heterogene Gruppe der Edelstähle, eindeutig zu spezifizieren. Das Wissen um das Gefüge von Edelstählen ist jedoch bei den Klinikern der beteiligten Fachgebiete längst nicht Allgemeingut. Beispielsweise untersuchten Sommer et al. 2004 die MR-Sicherheit von Aneurysma-Clips, Iliakal- und Koronarstents aus verschiedensten Metallen, darunter auch 25 aus dem metastabilen Austeniten AISI 316L (\cong EN-ISO 1.4404) gefertigte Produkte. Nur eines davon erwies sich als MR-unsicher: Dessen anhand des Fadentests berechnete Translationskraft war ca. 600-mal (!) größer als bei allen anderen untersuchten Edelstahl-Clips. Dieses erstaunliche Ergebnis wird jedoch nicht diskutiert [Sommer 2004].

Chen et al. diskutieren zwar korrekt die Suszeptibilität als entscheidenden Faktor, beziehen sich dabei aber auch auf die Suszeptibilität der einzelnen Legierungselemente [Chen 2010].

Razdan und Rani untersuchen die Artefaktentstehung bei sechs Probanden mit unterschiedlichen Kombinationen von Keramik-, Komposit- und Stahl- Brackets, zu denen weiteren Angaben fehlen. Das sich ergebende Phänomen, dass Stahlbrackets in den Seitenzahnregionen kaum wahrnehmbare und deshalb nicht messbare Artefakte auslösen, bei zirkulärer Applikation aber das gesamte Viszerokranium auslösen, wird nicht diskutiert [Rani 2011].

Abbaszadeh et al. verglichen die Artefakte um sechs in gleichen Volumina exponierte Legierungen, deren prozentuale Zusammensetzung sie deklarieren: Hochgold, Amalgam, Edelstahl, AgPd, Ti (gr. V) und

CoCrMo. Der Stahl kann anhand des Chromgehalts von 18% relativ sicher als ferritisch gelten. Das Ergebnis erstaunt: Die Goldlegierung erzeugt das mit Abstand größte Artefakt, gefolgt vom Stahl. In der Diskussion begründen die Autoren dies mit der bemerkenswerten Behauptung, „Zahngold [...] gilt als ferromagnetisch“ [Abbaszadeh 2000], wofür es allerdings keinen konkreten Beleg gibt.

Kajan et al. vergleichen namentlich nicht genannte Brackets und Drähte verschiedener Firmen. In der Annahme, dass Nickel als ferromagnetisches Element auch in seinen Legierungen je nach prozentualem Anteil starke Artefakte erzeugen sollte, unterteilen sie die Untersuchungsobjekte in Ni-freie und Ni-haltige Produkte. Dass sich zwischen diesen beiden Gruppen kein Unterschied fand, wird nicht diskutiert [Kajan et al. 2015]. Shafiei et al. empfehlen, zur Artefaktvermeidung Legierungen anhand ihrer elementaren Zusammensetzung auszuwählen. Sie selbst finden allerdings heraus, dass Legierungen mit Palladium nur kleine Artefakte erzeugen, obwohl dieses Element zu den am höchsten permeablen zählt. Dieser Widerspruch wird nicht diskutiert [Shafiei 2003]. Beau et al. behaupten, Titan selbst habe ferromagnetische Eigenschaften. In ihrer Studie deklarieren sie zwar die Zusammensetzung eines untersuchten Stahl-Brackets, nennen aber nicht die Stahlsorte. Anhand der beobachteten Artefakte empfehlen sie pauschal, Stahlbrackets grundsätzlich vor Scans der Kopf-Hals Region zu entfernen [Beau 2015]. Diese induktiven Schlussfolgerungen von einem Produkt auf die gesamte Palette ist der häufigste methodische Fehler in der einschlägigen Literatur [Cassetta 2017, Elison 2008, Krause 2021, Linetskiy 2019, Miao 2020, Okano 2003, Sadowsky 1988, UI-Haq 2015, Wylezinska 2015, Zhylich 2017].

Die auf solchen Studien basierenden, auch ganz aktuellen Reviews müssen ebenfalls kritisch hinterfragt werden, denn sie perpetuieren die in diesem konkreten Punkt fehlerhafte Methodik:

- Hasanin et al. filterten 2019 aus 1052 Studien fünf aus ihrer Sicht geeignet heraus: Beau 2015, Elison 2008, Okano 2003, Sadowsky 1988 und Zhylich 2017. Sie alle gehören zu den hier kritisierten Studien, weil nur einzelne Edelstahlprodukte getestet wurden, die keinesfalls repräsentativ für die Aussage zur gesamte Materialgruppe stehen [Hasanin 2019].
- Bohner et al. extrahierten aus 346 Publikationen zur Artefaktbildung durch Dentalmaterial 19 Studien, von denen neun hier ebenfalls schon kritisiert wurden, darunter auch Costa et al. 2009 [Bohner 2022]. Zwei weitere der einbezogenen Studien betrafen Patienten mit nicht näher beschriebenen „dentalen Implantaten“ [Cho 2013, Gunzinger 2014]. Den Autoren dieses Reviews war offensichtlich nicht klar, dass die Bezeichnung „Implantat“ in der radiologischen Literatur für jedes inkorporierte Objekt genutzt wird und sich nicht explizit auf intraossäre Dentalimplantate bezieht. Für die zahnärztliche und kieferorthopädische Zielgruppe ergibt auch dieses Review keine brauchbare Aussage.
- Der die Artefaktentstehung diskutierende Abschnitt des ebenfalls 2022 erschienenen systematischen Reviews von Dobai et al. basiert auf elf Studien, darunter wiederum acht, deren Methodik hier kritisiert

wurde. Für die Schlussfolgerung, „das Ausmaß der Artefakte war klinisch relevant“ [Dobai 2022] hätte es sicher nicht einer so aufwändigen Recherche bedurft.

Angesichts dieser unsicheren Datenlage in der internationalen Literatur verwundert es nicht, dass der Informationsstatus der Mediziner und Zahnmediziner zu potenziellen Interaktionen zahnärztlicher Produkte mit dem MRT nicht ausreichend ist.

4.2 μ_r -Bestimmung im Klinikalltag – qualitativ, semiquantitativ oder vollquantitativ?

Hier wurde die Untauglichkeit der vielen Informationssysteme zu den Magneteigenschaften zahnärztlicher Medizinprodukte ausführlich beschrieben. Aber selbst, wenn diese konkreten Daten auch für die kleinsten orthodontischer Apparaturen vorlägen, die nicht selten sogar aus Einzelbestandteilen unterschiedlicher Stahlsorten zusammengefügt sind, bliebe eine entscheidende Frage offen: In welchem Ausmaß kam es bereits während des Herstellungsprozesses zur martensitischen Transformation der für dieses Einsatzgebiet breit angewendeten metastabilen Austenite? Und welchen Zusatzbeitrag liefert die direkt am Patienten nötige Kaltverformung im Zuge der individuellen Anpassung von konfektionierten Kinderkronen [Kaleth 2017], Drähten, Bügeln etc.? Um diese Frage sicher zu beantworten, bedarf es einer „Echtzeit-Bestimmung“ der Magnetisierbarkeit metallischer Implantate, was bisher am einfachsten mit einem sogenannten Magnet-Test denkbar schien.

Ein solcher „Test“ wurde erstmals 1987 von Fache et al. beschrieben, welche die Reaktions-Heftigkeit der untersuchten Dentalmaterial-Proben auf einen nicht näher klassifizierten Stab-Magneten qualitativ in die vier Schweregrade 0, 1+, 2+ und 3+ einteilten [Fache 1987]. Dies schien den Autoren angesichts der schwierigen quantitativen Bestimmung ein gangbarer Weg, um überhaupt eine Korrelation zwischen Permeabilität und Artefaktbildung bzw. -ausmaß im MRT darzustellen.

Schenck benutzte 1996 diesen Test mit einem ebenfalls nicht näher beschriebenen „handgehaltenen Permanentmagneten“ zur Klärung, ob ein vorliegendes Edelstahl-Produkt aus einem nicht magnetisierbaren Austenit bestünde. Vier Jahre später nannte er, wiederum ohne exakte Beschreibung der Versuchsbedingungen, erstmals eine quantitativ zu wertende Grenze: „Offenkundig nicht auf handgehaltene Magnete reagierende“ Materialien hätten einen μ_r -Wert kleiner als 1,01 und seien daher als nichtmagnetisch zu betrachten [Schenck 1996 und 2000].

Insbesondere unter dem Aspekt der MR-Sicherheit größerer, also auch massereicherer Produkte wie die in der Unfallchirurgie und Orthopädie verwendeten externen Fixaturen und Distraktoren bekam dieser einfache Test durch die Publikation von Davison et al. 2004 eine praktische Relevanz:

Wenn diese Apparaturen oder ihre Hauptbestandteile einen 1 Zoll hohen U-Magneten (Hufeisen-Magnet) anzuziehen in der Lage wären, zeige dies eine vorhersehbar erhebliche Attraktionskraft zum 1,5 T Hauptfeld an [Davison 2004, Perry 2018]. Mansour et al. bezeichneten einen zur Identifizierung ferromagnetischer Objekte genutzten handelsüblichen Handmagneten als „Screening-Magnet“ ihrer Abteilung, ohne jedoch die für ein medizinisches Screening nötigen Angaben zur Sensitivität und Spezifität zu machen [Mansour 2009]. Vermutlich haben inzwischen alle MRT-Betreiber einen solchen Magneten und dies vermutlich auch ohne eine validierte Gebrauchsanweisung. Jedenfalls findet sich dazu kein publizierter Hinweis. Es ist also unklar,

- welches Kraft/Masse-Verhältnis diese handelsüblichen Magnete aufweisen,
- ob ihr Eigenfeld offen oder geschlossen angelegt ist,
- ob es einen Korrosionsschutz gibt und wie groß der Luftspalt durch dessen Stärke wird,
- ob sie axial oder diametral magnetisiert sind und vor allem:
- in welchem Winkel zur Lotrechten dieser Test ausgeführt wird: Muss die Attraktion im härtesten Falle gegen die Gravitation wirken oder wird sie, im einfachsten Falle, durch die Gravitation unterstützt?

Ohne Klärung dieser Fragen aber wäre ein solcher Test eine „Insellösung“, also nicht reliabel nachvollziehbar.

Wir führten in zwei unserer Studien parallel zur Messung der Artefaktausdehnung um zahnärztliche Metallobjekte einen eigenen Magnettest unter in-vitro Bedingungen durch, wofür wir den als Medizinprodukt zugelassenen NdFeB-Magneten mit geschlossenem Feld aus dem dentalen Attachment-System MAGFIT® DX 800 (AICHI Steel Corp. Tokai/J) benutzten. Er ist zum Korrosionsschutz in einem Stahl-Container gasdicht verkapselt. Seine im Laborversuch ermittelte Haftkraft von 6,2 N [Boeckler 2008] ist etwa 3.800-mal größer als seine Gewichtskraft. Die Anhaftung wurde bei lotrechter Annäherung der Prüfkörper an den liegenden Magneten getestet.

Vier dieser Prüfkörper der ersten Studie [Blankenstein 2015] am 1,5 und 3 T MRT waren aus den eindeutig nicht magnetisierbaren Legierungen Titan grade 1, grade 2, Nickel-Titan und Kobalt-Chrom hergestellt. Die übrigen 12 Prüfkörper bestanden aus verschiedenen metastabilen und stabilen Austeniten, bei denen das Ausmaß der möglicherweise stattgefundenen martensitischen Transformation unbekannt war.

Als gesuchte Eigenschaft dieses Screenings wurde die erkennbare Artefaktauslösung durch die Prüfkörper festgelegt. Bei GRE-Sequenzen erwies sich der Test als nicht anwendbar, da hier um alle Prüfkörper Artefakte entstanden. Bei den SE-Sequenzen im 1,5 und 3 T-MRT zeigten sich Unterschiede:

Der Magnet wurde erwartungsgemäß von keinem der artefaktfreien Prüfkörper angezogen (Spezifität 100 %). Allerdings haftete er nicht auf allen Artefakt-Bildnern (Sensitivität 54 %). Die erhoffte Aussage, dass bei Nicht-Anheftung dieses Testmagneten auch keine Artefakte zu erwarten seien, ist demnach nicht sicher zu treffen. Dies unterstreicht die bekannte Tatsache, dass bereits mit dem allmählichen Ansteigen der μ_r -Werte Artefakte ausgelöst werden, bevor bei einem weiteren Anstieg die Attraktionskraft spürbar wird. Den gleichen Magneten nutzten wir bei gleicher Handhabung in einer zweiten Studie, in der eine Korrelation der Anheftung an die Prüfkörper zu deren Permeabilitätswerten eruiert werden sollte. Wir fanden dabei eine überraschende Trennschärfe: Auf Prüfkörpern mit Permeabilitätswerten von 1,001 erfolgte keine Haftung. Bereits bei $\mu_r \geq 1,003$ kam es zur Anhaftung [Blankenstein 2017].

Mittlerweile stehen jedoch NdFeB-Magnete mit einem wesentlich höheren Kraft-Masse-Verhältnis zur Verfügung: Ein handelsüblicher, nur 0,01 g schwerer Scheibenmagnet ($\varnothing = 1,5$ mm, $h = 1$ mm) bietet eine ca. 8.100fach größere Magnet- als Gewichtskraft. Möglicherweise ließe sich damit aus den bisherigen „Insellösungen“ ein reliabler und valider Test machen. Wir unternahmen den Versuch, mit solchen Magneten ein semiquantitatives Verfahren zu inaugrieren. Dazu stellten wir neun, in ihrer Form einem zahnärztlichen Mundspiegel nachempfundene Prüfinstrumente aus einer Carbonyl-Eisenpulver-Polymermischung mit definierten, verschiedenen hohen μ_r -Werten her. Der Testmagnet haftet auf jedem dieser Instrumente, wechselt aber bei Annäherung an ein intraoral fixiertes, höher permeables Objekt die Seite. Aus dem Umstand, von welchem der Prüfinstrumente er nicht mehr zum untersuchten Metallobjekt wechselt, kann dessen Permeabilität in den vorgegebenen Grenzen abgeleitet werden. Die Entwicklung dieser „Permeabilitätswaage“ wurde jedoch eingestellt, weil die dafür benötigten miniaturisierten Magnete keine Zulassung als Medizinprodukt erlangen können: Durch die korrosionshemmende Zinnbeschichtung ist ihre Mundbeständigkeit nicht gegeben, zudem sind sie nicht mit mechanischen Hilfsmitteln gegen eine unbeabsichtigte Aspiration oder Ingestion zu sichern.

Die von Fache schon 1987 gewünschte, aber seitdem nie versuchte vollquantitative Bestimmung von μ_r ist grundsätzlich möglich. Dies zeigt z.B. die Echtzeit-Messung der Permeabilität in Münzautomaten, deren Herstellern aus nachvollziehbaren Gründen keine konkreten methodischen Informationen freigeben. Die Anwendung industriell genutzter Messgeräte zur Permeabilitätsbestimmung von medizinischen „Implantaten“ schien bisher undenkbar, weil für deren Präzision und Richtigkeit eine Mindestgröße gefordert ist, die von intraoral benutzten Objekten nicht erreicht wird.

Zweitens soll das Messobjekt eine plane Oberfläche aufweisen und muss drittens vor der Messung ggf. entmagnetisiert werden. Wir haben deshalb zunächst geprüft, inwieweit diese drei typischen Einsatzbeschränkungen eines solchen, einfach zu handhabenden Gerätes für unsere Zwecke relevant sind [Blankenstein 2021]:

- Die vor der Messung geforderte Entmagnetisierung der Prüfobjekte soll die am Kopf der Prüfsonde eingebauten Permanentmagnete schützen. Wir konnten bei unseren Edelstahl-Prüfkörpern tatsächlich die Induktion eines remanenten Eigenfeldes nachweisen, nachdem sie dem sehr schwachen Magnetfeld der Prüfsonde ausgesetzt waren. Weil aber die typischerweise medizinisch genutzten Edelstähle eine sehr niedrige Sättigungsmagnetisierung aufweisen, sind diese induzierten und nicht mehr steigerungsfähigen Eigenfelder von maximal 0,62 mT viel zu gering, um eine Störung des Messvorgangs zu bewirken. Diese Einschränkung wäre demnach für unseren Einsatzzweck klinisch irrelevant.
- Die fehlende Oberflächen-Planizität der zahnärztlichen Prüfobjekte änderte nichts an der sehr hohen Präzision der Messmethode. Auch diese Einschränkung wäre demnach klinisch irrelevant.
- Die Untermaßigkeit der Prüfobjekte führt allerdings zu relevanten Verminderungen der Messergebnisse. Diese Differenz zwischen Messwert und wahren μ_r -Wert vergrößert sich mit steigender Permeabilität der Prüfobjekte. Dies kann zwar mit Hilfe berechenbarer Korrekturfaktoren ausgeglichen werden, die aber für jede konkrete Abweichung vom geforderten Mindestmaß neu zu erstellen wären. Für die Anwendung im klinischen Alltag erweist sich diese Einschränkung als gültig.

Trotzdem kann das Verfahren zwei innovativen Ansätzen den Weg bereiten: Denn die sich einerseits aus den gemessenen und andererseits aus den korrigierten Permeabilitätswerten ergebenden Kurven haben einen gemeinsamen Startpunkt und differieren erst ab $\mu_r \geq 1,002$. Bei diesen niedrigen Werten ist demnach keine Korrektur nötig, die Richtigkeit der Messung ist in diesem schmalen Bereich unabhängig vom Objektvolumen gegeben. Unsere Methode erfüllt damit die Anforderungen an ein physikalisches Screening: Aus einer Elemente-Menge sollen diejenigen mit einer konkreten Eigenschaft herausgefiltert werden. In diesem Falle wären dies alle nicht magnetisierbaren Objekte. Auf dieser Grundlage wäre eine selektive Materialentfernung möglich. Auch die Kriterien für ein medizinisches Screening sind erfüllt, denn bei den niedrigsten Permeabilitätswerten lagen sowohl Spezifität als auch Sensitivität bei 100 % [Blankenstein 2021]. Diese Methode ist auch für eine systematische in-vitro Permeabilitäts-Bestimmung aller zahnärztlich / kieferchirurgischer Metallprodukte anwendbar. So könnte die Basis für eine allgemein verfügbare Datenbank zu deren Magnetisierbarkeit entstehen.

Genau dies wünschten sich 82,4 % der Teilnehmer unserer oben diskutierten Umfrage [Kielburg 2019].

4.3 Stabilität der Eigenfelder medizinischer Magnetattachments im Hauptfeld des MRT

Die Widerstandsfähigkeit kleiner Permanentmagnete im starken Gegenfeld wird mit der Koerzitivfeldstärke H_C beschrieben. Soweit dieser produktspezifische Wert konkret vorliegt, ist es einfach, auch die konkrete Gegenfeld-Festigkeit dieser Magnete mathematisch zu bestimmen: Durch Multiplikation der H_C (kA/m) mit der magnetischen Feldkonstanten des Vakuums μ_0 (ca. $1,256 \times 10^{-6}$ Tm/A). Damit wird derjenige Punkt der Entmagnetisierungskurve definiert, bei dem die Feldstärke Null ist. Damit ist aber nicht das Verhalten der Flussdichte bei der Annäherung an diesen Punkt definierbar: Sie kann an dieser Stelle schlagartig auf einer steilen Kurve oder ganz allmählich bei einer flachen Kurve gegen Null sinken. Liegt jedoch die komplette Hystereseschleife eines konkreten Magnetwerkstoffes vor, kann darauf auch die Steilheit des Verlaufs der Flussdichte-Änderung im Gegenfeld abgelesen werden. Um diese Kurve für die so hoch koerzitiven Magnete, wie sie für die MRT-Festigkeit benötigt werden, zu bestimmen, wären aber extrem starke Felder nötig, was diese Methode technisch enorm aufwendig und dadurch unwirtschaftlich macht. Und weil auch diese Materialeigenschaft höchst selten deklariert ist, wird die Gegenfeldfestigkeit i.d.R. experimentell unter simulierten oder klinischen Bedingungen bestimmt. Dabei konzentrierten sich Forschung und Entwicklung bisher insbesondere auf die intrakraniell positionierten Primär-Magnete. Ihre „Ausgliederung“ für die kurze Zeitspanne einer MRT-Bildgebung ist sehr aufwändig, also mussten sie besonders widerstandsfähig sein.

Bei ihrer Einführung wiesen die NeFeB-Legierungen H_C -Werte um 850 kA/m auf, durch Zulegieren weiterer Seltenerd-Metalle erreichte man später ca. 2.800 kA/m. Eine interne Untersuchung der Fa. Christoph Miethke (Potsdam/D) zeigte, dass ihre Steuermagnete für Hydrozephalus-Shunts mit dieser verbesserten Koerzitivfeldstärke in antiparalleler Orientierung bei 3 T einen Flussdichteverlust von ca. 10 % erlitten. Durch den Umstieg auf Legierungen mit einer weiteren H_C -Steigerung auf 3.200 kA/m konnte dieser Verlust auf klinisch irrelevante 5 % halbiert werden [Ibdah 2007]. Diese Magnete waren zudem mit einem auf 1 verbesserten H/D-Verhältnis konstruiert.

Ein anderer Weg wurde bei den Cochleaimplantat-Magneten der jüngsten Generation beschritten: Durch den Umstieg von axialer auf diametrale Magnetisierung können sie sich nun unter dem Einfluss des Hauptfeldes frei drehen. Sie folgen den auftretenden Torsionskräften, wodurch die antiparallele Ausrichtung und die dabei mögliche Entmagnetisierung auch bei 3 T zuverlässig verhindert werden [Tysome 2019]. Dadurch wurde für diese Produkte diese spezielle Problematik schlagartig irrelevant. Eine solche Lösung scheint für dentale Magnetattachments undenkbar. Um bei ihnen dem worst case scenario der exakt antiparallelen Ausrichtung bei 3 T zu entgehen, bei der wir in einer früheren Studie stets eine komplette Umpolung der exponierten SmCo- und NdFeB-Magnete fanden [Blankenstein 2011], müsste der zu untersuchende Patient ggf. umgelagert werden.

In unserer zweiten Studie zur Flussdichteänderung im MRT [Truong 2019] testeten wir deshalb erstmals insgesamt je 10 Positionen bei 1,5 und 3 T, darunter vier in einer simulierten „feet first“-Lagerung. Die bei 3 T mit den alten, geringer koerzitiven Legierungen aufgetretenen Umpolungen kamen jetzt nicht mehr zustande. Überraschenderweise aber kam es in den beiden, um 45° aus der rein antiparallelen Lage heraus abgewinkelten Positionen zur massivsten Schwächung der Flussdichte. Modifikationen der Kopflagerung, soweit sie innerhalb ggf. benötigter Zusatzspulen überhaupt denkbar sind, sollten also vermieden werden. Eine vergleichende Diskussion dieses Ergebnisses ist wegen des Fehlens methodisch ähnlicher Studien an Dentalmagneten nicht möglich.

Um die Gegenfeld-Festigkeit weiter zu erhöhen, vergrößerten wir versuchsweise das ursprüngliche H/D-Verhältnis von 0,5 ($h = 2 \text{ mm}$ und $\varnothing = 4 \text{ mm}$) auf 1, indem wir vor der Exposition auf den Primärmagneten einen größengleichen Sekundärmagneten aufsetzten. Unter 1,5 T-Bedingungen halbierten sich dadurch die ohnehin geringen Flussdichteverluste, welche damit ein klinisch irrelevantes Niveau erreichten. Bei 3 T blieb dieser Effekt jedoch aus [Truong 2019]. Klinisch ist diese Methode jedoch nicht umsetzbar, da der aufgesetzte Magnet während der Einfahrt in das Hauptfeld nicht sicher gegen die dabei auftretenden massiven Torsionskräfte fixierbar wäre.

Wie erwartet, gelang nach jeder Exposition eine vollständige Remagnetisierung in einem 50 Kiloampère Impulsstrom-Magnetisierer. Damit könnte die Furcht vor einer Magnetfeldverminderung auch für die bedingt abnehmbaren Primärmagnete des hier untersuchten, axial magnetisierten Duo-Systems irrelevant werden, soweit der gemäß Medizinproduktegesetz hierzu allein berechnigte Hersteller diese Prozedur übernehme.

5. SCHLUSSFOLGERUNGEN UND AUSBLICK

Sollte es jemals möglich sein, ohne Qualitätseinbußen und ohne finanzielle Überforderung der Beteiligten auf die medizinische Nutzung metallischer oder metallhaltiger Objekte zu verzichten, würden nahezu alle der hier genannten Interaktionen mit der MRT entfallen. Eine solche radikale Entwicklung scheint aktuell nicht absehbar, auch wenn es Tendenzen zu Verwendung keramischer und polymerer Werkstoffe sowie zur bedingten Herausnehmbarkeit von Apparaturen gibt. Auf absehbare Zeit wird es also weiterhin darum gehen, die Verwirklichung der mit Metallimplantaten im MRT verbundenen Risiken vor jeder Bildgebung richtig abschätzen zu können. Deshalb muss der schwer erträgliche Umstand, dass in der wissenschaftsbasierten Medizin routinemäßig immer noch Produkte mit ungewissen Nebenwirkungen eingesetzt werden, ein Ende finden. Und selbstverständlich kann die Recherche der benötigten Angaben nicht den Radiologen zugewiesen werden, sondern ist von den zahnärztliche „Installateuren“ dieser Produkte zu leisten. Denn sie stehen in der Verantwortung für die Materialauswahl. Aber die von Chockattu et al. am Ende ihres Reviews an ihre zahnärztlichen Kollegen gerichtete Aufforderung, sie müssten die Zusammensetzung ihrer Materialien kennen und weitergeben, geht am Problem vorbei [Chockattu 2018]. Hier wurde klar gezeigt, dass aus der prozentualen Zusammensetzung die Magnetisierbarkeit nicht eindeutig abzuleiten ist und dass aus der dilettantischen Einzelbetrachtung der Liganden sehr oft falsche Schlüsse gezogen werden. Die Radiologen benötigen von uns nicht die Zusammensetzung, sondern die Eigenschaften der Legierung. Auch angesichts des häufigeren MR-Einsatzes zur Klärung zahnärztlicher Fragen stehen wir in der Pflicht, die Offenlegung der Magnetisierbarkeit von den Herstellern einzufordern. Eine auf einem anderen Sektor darauf abzielende Initiative Münchener Radiologen war in den 1990er Jahren bereits erfolgreich: Die netzbasierte Auflistung der MR-Kompatibilität von Aneurysma-Clips im „Clip-Finder“ [Schöller 2004] führte zu einer raschen Marktbereinigung [Blankenstein 2015]. Aber dieses Problem könnte auch auf curricularer, normativer, legislativer und/oder judikativer Ebene gelöst werden:

- Die neue Zahnärztliche Approbationsordnung sieht im 8. und 9. Fachsemester 28 Unterrichtseinheiten zur klinischen Werkstoffkunde vor [ZApprO 2019]. Auch die Weiterbildungsverordnungen der Zahnärztekammern enthalten die „kieferorthopädische Werkstoffkunde“ [WBO 2002]. Diese Verbesserung in der Aus- und Weiterbildung wäre die am einfachsten zu bewegende Stellschraube, es bedürfte nur einer Absprache der Hochschullehrer.
- Das Deutsche Institut für Normung befasste sich bisher nicht mit der Prüfung der Magnetisierbarkeit und entsprechender Grenzwerte für Dentalwerkstoffe. Aber selbst bei sofortiger Initiative erscheint der Zeitrahmen bis zur Implementierung einer Norm unüberschaubar.
- Auch in der Neufassung der Europäischen Medizinprodukte-Verordnung vom März 2023 besteht die beklagte Ausnahmen der Deklarationspflicht. Eine zeitnahe Änderung ist unvorstellbar.

- Dass auf dem Umweg über eine zivilrechtliche Auseinandersetzung evtl. ein Präzedenzfall geschaffen werden könnte, erscheint angesichts des Zeit- und Finanzaufwandes unwahrscheinlich.

So bleibt aus zahnärztlicher Sicht wohl nur der Weg über die thematische Aufnahme in das Curriculum. Darüber hinaus könnte auf Produkte mit nachweislich starker Magnetisierbarkeit verzichtet werden, soweit es medizinisch gleichwertige Alternativen gibt.

An dieser Stelle ist auch nach den Möglichkeiten der Radiologen zu fragen, die sich dieses Problems ebenfalls wissenschaftlich annahmen, ohne es allgemeingültig lösen zu können. Das aktuelle Review von Johannsen et al. fasst die Dilemmata der vielen Studien zur Thematik treffend zusammen: Es bedürfe endlich einer Verknüpfung der vielen Informationen zu den Artefakt auslösenden Materialien und zu den möglichen Artefakt vermindernden Sequenzen [Johannsen 2023]. Von unserer Arbeitsgruppe wurde genau diese Verknüpfung zunächst retrospektiv in einer Pilotstudie versucht: Es konnten aus 122 im Radiologischen Institut der Charité vorliegenden MRT-Aufnahmen mit Artefakten um orthodontische Implantate 24 Fälle herausgefiltert werden, deren Kieferorthopäden die zur Zeit der Bildgebung eingesetzten Produkte eindeutig benannten und von denen es gelang, Muster zur direkten Permeabilitäts-Messung zu beschaffen. In diesen 24 Scans wurde an 30 anatomischen Strukturen der Kopf-Hals-Region das Ausmaß der jeweiligen Diagnostik-Störung bewertet und mit den akquirierten Sequenzen, den Hauptfeldstärken und den gemessenen μ_r -Werten verknüpft. Es zeigte sich, dass das in Kooperation von Radiologie und Zahnmedizin gebündelte Wissen über den Zusammenhang zwischen μ_r -Wert, Sequenz-Empfindlichkeit und Artefaktbildung die Entscheidung zur Materialentfernung deutlich zielführender als bisher getroffen werden kann [Kielburg 2021]. Bei prospektiv multizentrischem Design könnte eine umfangreiche Datenbank erstellt werden, mit deren Hilfe

- sowohl massiv MR-inkompatible als auch eindeutig kompatible Produkte identifizierbar wären,
- sequenzabhängige Sicherheitsabstände zu konkreten anatomischen Arealen bestimmbar wären,
- die Wirkung Artefakt reduzierender Sequenzen geprüft werden kann,
- Größe und Lage von Wirbelstrom-Artefakten um diamagnetische Objekte identifizierbar werden.

Dies wäre ein langfristiger, mühevoller Weg. Aber parallel zum Wachsen dieses Datenapparates wüchse auch die physikalische und werkstoffkundliche Expertise der beteiligten medizinischen Disziplinen und würden invalide „Insellösungen“ wegfallen. Es wäre ein einheitlicher praktischer und wissenschaftlicher Standard erreichbar und vermutlich auch eine gewisse Marktberreinigung.

Wir brauchen künftig keine weiteren kleinteiligen Studien an Einzelobjekten. Wir brauchen einen reliablen und validen Prüfungsalgorithmus, den jedes neue medizinische Metallobjekt durchlaufen sollte.

6. ZUSAMMENFASSUNG

Interaktionen zwischen den im Zuge der zahnärztlichen und kieferchirurgischen Therapie im Mund oder am Schädel fixierten Metallprodukten und der Magnetresonanztomographie sind seit Jahrzehnten Gegenstand verschiedenster Studien sowohl von radiologischen als auch zahnmedizinischen Autoren. Trotzdem ist im klinischen Alltag beider Fachgebiete immer noch eine deutliche Verunsicherung spürbar, wenn es um die Einschätzung etwaiger Diagnostikstörungen durch solche Produkte geht, die im Wesentlichen auf dem Grad ihrer Magnetisierbarkeit beruhen. Zu den unerwünschten Interaktionen gehören aber auch potenzielle Alterationen des Eigenfeldes kleiner, medizinisch genutzter Permanentmagnete im MR-Tomographen. Weil die für Implantat getragene Zahnprothesen oder Gesichts-Epithesen genutzten Magnetattachments starr befestigt sind, werden sie in bestimmten Position direkt antiparallel dem sehr viel stärkeren Hauptfeld B_0 ausgesetzt. Käme es dabei zu einer relevanten Entmagnetisierung, wären diese Kopplungselemente sofort insuffizient.

Drei in diesem Gesamtkontext denkbare Szenarien wären ärgerlich, weil mit unnützen Kosten, unnützem Zeitverlust und unnützem Dyskomfort für die Patienten verbunden:

- eine relevante Diagnostikeinschränkung durch unerwartete Suszeptibilitäts-Artefakte um hoch magnetisierbare Objekte, was eine erneute Bildgebung nach Materialentfernung erfordert,
- eine routinemäßige Entfernung auch nicht magnetisierbarer Metallobjekte, wodurch überflüssige Kosten, eine zusätzliche iatrogene Hartschadung und der entsprechende Behandlungsstress durch Debonding und anschließendes Rebonding entstehen,
- eine Entmagnetisierung oder sogar Umpolung der Magnetattachments bei ungünstiger Positionierung zu B_0 und die in der Folge anfallenden Wiederherstellungskosten.

Um diese Situationen zu verhindern, bedarf es valider Prädiktoren für das Auftreten bzw. die Stärke dieser Interaktionen. Unter den Werkstoffeigenschaften der Metalle ist hierfür ihre Magnetisierbarkeit geeignet, die mit Hilfe der legierungsspezifischen Permeabilitätszahl quantifizierbar ist. Aufgrund einer Ausnahmeregelung in der Europäischen Medizinprodukteverordnung besteht aber für zahnärztliche und kieferchirurgische Metallprodukte keine Deklarationspflicht ihres Verhaltens in Magnetfeldern. Dies hat weitreichende Folgen, weil damit auch andere Informationsquellen nutzlos sind und weil vielen der einschlägigen Studien deshalb die exakte Spezifikation der untersuchten Metallprodukte verwehrt blieb.

Die vorliegende Arbeit widmet sich der Prädiktion von Suszeptibilitäts-Artefakten um intraorale Metallobjekte und der Beschreibung von positions- und materialabhängigen Alterationen des Eigenfeldes dentaler Magnetattachments in der MRT.

Zunächst sollte eruiert werden, inwieweit MRT-Ärzte die mit zahnärztlichen Produkten einhergehende Sicherheits- und Kompatibilitätsprobleme einschätzen, auf welche Informationsquellen sie sich im Zweifelsfalle stützen und wie sie ihre diesbezüglichen Fortbildungsmöglichkeiten bewerten.

Unsere Umfrage wurde über verschiedene Kanäle an ca. 2.000 aktive Radiologen in Deutschland adressiert, was etwa 35 % der hierzulande tätigen Kollegen entspricht. Allerdings konnte mit 3,7 % nur eine gerade noch auswertbare RR erzielt werden, was ein Schlaglicht auf das allgemeine Interesse an dieser vermeintlich komplett erforschten Problematik wirft. Die teilnehmenden Radiologen überschätzten die von intraoralen Metallobjekten ausgehenden Gefahren tendenziell. Gleichzeitig überbewerteten sie die Wirksamkeit einer typischen, Artefakt reduzierenden Sequenz. Sie stufen die für eine Recherche unbekannter Metallimplantate zur Verfügung stehenden Quellen als ungenügend ein und forderten nahezu alle (97,3%) eine Deklarationspflicht der Magneteigenschaften solcher Produkte durch deren Hersteller. Die Frage, ob eine direkte intraorale Permeabilitätsmessung in den Klinikalltag implementiert werden solle, um damit potenzielle Interaktionen besser abschätzen zu können, bejahten 40,5 % der Teilnehmer. Als dafür nötigen Zeitaufwand hielt eine Mehrheit von 63 % maximal 2 min für akzeptabel, was sich vermutlich am Aufwand eines hauseigenen „Magnettests“ orientierte. Nur 15,5 % halten eine eher realistische Zeitspanne von bis zu 15 min für angemessen. Insgesamt 78 % bekundeten einen deutlichen Weiterbildungswunsch zur Thematik.

Zur in-vitro Prüfung einer Korrelation zwischen der Artefaktausdehnung um orthodontische Produkte bei TSE- und GRE-Sequenz im 1,5 T Hauptfeld und ihrer relativen Permeabilität nutzten wir zunächst selbst hergestellte Prüfkörper mit definierter Größe und aufsteigenden μ_r -Werten, welche die Übergangszone vom paramagnetischen in den eindeutig ferromagnetischen Bereich repräsentierten. Die Wertepaare aus den im Phantom in coronarer und sagittaler Ebene gemessenen Artefaktradien und den zugehörigen μ_r -Werten ergaben im Koordinatensystem eine Wechselbeziehung entsprechend einer Wurzelfunktion. Bei GRE-Sequenz war der Anstieg der Kurven etwas steiler. Die analog erhobenen Wertepaare der anschließend untersuchten realen orthodontischen Produkte reihten sich entsprechend den auf ihnen gemessenen μ_r -Werten stets unterhalb dieser Kurve auf. Damit konnte gezeigt werden, dass die auf Metallobjekten dieser Größe gemessene Permeabilität als Prädiktor der bei Standard-Sequenzen auftretenden Artefaktradien geeignet ist. Der gefundene Abstand zwischen den Werten der realen Objekte und der Prüfkörper entspricht einem Sicherheitsabstand für die im klinischen Falle zu treffende Entscheidung.

Nach diesem erfolgreichen in-vitro-Versuch sollte die Eignung des dafür bereits genutzten Messgerätes „Ferromaster“ (Fa. Stefan Mayer Instruments, Dinslaken/D) für den klinischen Einsatz geprüft werden.

Dafür modifizierte der Hersteller die Tastsonde unseres Gerätes, sodass sie auch im Seitenzahngebiet einsetzbar und, vor allem, einfach desinfizierbar ist.

Zunächst wurde die Relevanz dreier vom Hersteller aufgeführten Einsatzbeschränkungen untersucht: Die Anwendung (I) nur auf planen Oberflächen, (II) nur auf entmagnetisierten Objekten und (III) nur auf Objekten mit einer Mindestgröße. Dabei erwies sich die Präzision der Messung auch auf oberflächlich zerklüfteten Objekten als hoch. Zudem zeigten wir an für medizinisch genutzte Edelmessingbelegungen, dass die bei Sättigungsmagnetisierung induzierten remanenten Felder Werte von 0,62 mT nicht überschreiten. Damit ist eine Alteration der für den Messvorgang im Tastkopf des Ferromasters installierten Permanentmagnete ausgeschlossen.

Zuletzt bestimmten wir die Richtigkeit der Ferromaster-Messung auch auf untermaßigen Objekten, die erwartungsgemäß nicht ausreichend war. Mit Hilfe mathematisch ermittelter Korrekturfaktoren für jeden Ausprägungsgrad der Untermaßigkeit konnten aus den gefundenen Ist-Werten die korrekten Soll-Werte berechnet werden. Bei Prüfkörpern mit $\mu_r \leq 0,002$ stimmten die Messwerte mit den wahren Werten überein, sodass diese Methode als Screening-Instrument zur Detektierung nicht magnetisierbarer kleinster Metallobjekte geeignet ist.

In einer anschließenden klinischen Messung auf intraoral fixierten orthodontischen Produkten durch je eine Gruppe aus Zahnärzten und MTRA erwiesen sich sowohl die Inter- als auch die Intra-Rater-Reliabilität als exzellent. Dabei waren die Ergebnisse der Zahnarzt-Gruppe nur tendenziell etwas besser. Bei Prüfung der Validität erwies sich die Zahnarztgruppe als signifikant besser, allerdings zeigte die Pearson-Korrelation beider Gruppen sehr stark positive Zusammenhänge. Diese Methode ist also auch von intraoral wenig erfahrenen Prüfern valide durchführbar.

Auf medizinisch genutzten Permanentmagneten wäre diese Permeabilitätsmessung kontraindiziert, denn ihr Eigenfeld hat mit ca. 130 mT eine mehr als 200fache Stärke als die in orthodontischen Einzelprodukten induzierbaren remanenten Felder. Und es wäre auch nicht nötig, denn durch sie wird in der jeweils akquirierten Sequenz stets das vergleichsweise ausgedehnteste Artefakt erzeugt. Dessen absolute Größe hängt dann in erster Linie von ihrem Volumen ab. Unsere dazu durchgeführte Phantomstudie sollte in erster Linie klären, wie groß die Distanz zwischen Minimagnet und den zu beurteilenden anatomischen Strukturen bei SE- und GRE- Sequenzen im 1,5 und 3 T-MRT sein muss, um eine störungsfreie Diagnostik zu ermöglichen. Außerdem sollte eruiert werden, ob bei vergleichbaren Volumina relevante Unterschiede zwischen permanent- und weichmagnetischen Objekten oder zwischen offen und geschlossen konstruierten Feldern auftreten. Es fanden sich weder in Bezug auf die MRT-Hauptfeldstärke noch hinsichtlich der Prüfkörper-Kenndaten klinisch relevanten Unterschiede.

Tendenziell waren die Artefakte in der parallel zu B_0 liegenden Bildebene stets größer als in der senkrecht zu B_0 liegenden Ebene. Der deutlichste Unterschied trat zwischen den Sequenzen auf: Bei GRE waren die gemessenen maximalen Artefaktradien um ca. 2 cm größer als bei SE-Sequenzen. Am auffälligsten aber war der Unterschied der Artefakt-Konfiguration: Bei GRE traten großvolumige pilzförmige Auslöschungszonen auf. Dagegen fanden sich bei SE kleinere, aber mehrfache Artefakte: Zusätzlich zur zentralen Löschungszone ergab sich jeweils eine zweite, kugelförmige Artefaktzone, in der eine zentrale Signallöschung mit einer peripheren Signalanhebung kombiniert war. Weil die Artefakt auslösenden Objekte aber nicht in standardisiert orientiert sind, ist die zu erwartende Asymmetrie dieser Artefakte kaum vorhersagbar. Deshalb ist aus Sicherheitsgründen auch hier der maximale Radius heranzuziehen, der sich nicht von denen der GRE-Sequenzen unterscheidet.

Bei der Exposition kleiner Permanentmagnete im MRT besteht noch ein weiteres Kompatibilitätsproblem: die Schwächung des Eigenfeldes der medizinischen Magnete durch das deutlich stärkere MR-Hauptfeld. Nachdem wir bei einer früheren Studie bei allen untersuchten Dentalmagneten nach ihrer antiparallelen Exposition im 3 T MRT eine Umpolung ihres Eigenfeldes fanden, testeten wir jetzt ein für den Einsatz auf Dentalimplantaten gedachtes SmCo-Duomagnetsystem mit gesteigerter Koerzitivkraft. Bei deren MRT-Exposition wurden mit Hilfe einer dreidimensional einstellbaren Halterung die üblichen Orientierungen zu B_0 geprüft: Damit konnten Implantatpositionen im Ober- und Unterkiefer, in der Glabella und im Mastoid bei gerader und jeweils 45° reklinierter und inklinierter Kopfposition simuliert werden. Die modifizierten Magnete wiesen tatsächlich eine höhere Gegenfeldfestigkeit auf, im 1,5 T Hauptfeld kam es überwiegend zu klinisch noch akzeptablen Demagnetisierungen, sogar in antiparalleler Position betrug der Feldstärkeverlust nur 5 % des Ausgangswertes. Überraschenderweise traten die größten Feldverluste von 10 % bei antiparalleler Lage und gleichzeitig abgewinkeltem Kopf auf. Lag das benutzte Phantom in der Position „Füße voran“ und mit antiparallel orientiertem Magneten im MRT, entstand ein Feldverlust von 7 %. Im 3 T Hauptfeld zeigte sich die gleiche Verteilung, allerdings waren die Feldverluste in den kritischen Positionen deutlich höher: Bei Antiparallelität 72 %, bei dazu kommender Kopfabwinkelung bis zu 96 %. Die nach jeder Exposition durchgeführte Remagnetisierung ergab eine komplette Wiederherstellung ihrer ursprünglichen Feldstärke. Damit wurde gezeigt, dass auch die versehentlich bei 3 T und in ungünstiger Orientierung zu B_0 exponierten Dentalmagnete mit einem überschaubaren Aufwand weiter verwendbar sind.

7. VOTUM DER ETHIK-KOMMISSION



Charité | 10117 Berlin

Herrn
Dr. Felix Blankenstein
Zahnmedizin, Charité-Centrum 03
Aßmannshäuser Str. 4-6
14197 Berlin

Ethikkommission
Ethikausschuss am Campus Virchow-Klinikum
Vorsitzende: Frau PD Dr. E. Kaschina

Geschäftsführung: Dr. med. Katja Orzechowski
ethikkommission@charite.de

Korrespondenzadresse: Charitéplatz 1, 10117 Berlin
Tel.: 030/450-517222
Fax: 030/450-517952

<http://ethikkommission.charite.de>

Datum: 12.09.2017

Inter- und Intra-Examiner Reliability einer intraoralen Messung der magnetischen Permeabilität metallischer Dentalprodukte

Antragsnummer: EA2/139/17

Vorgang vom 04.09.2017, Eingang am 07.09.2017

Sehr geehrter Herr Dr. Blankenstein,

hiermit bestätigen wir den Eingang Ihres Schreibens vom 04.09.2017 mit folgenden Anlagen:

- Zustimmung des Fakultätspersonalrates, 31.08.2017
- Erklärung des leitenden Oberarztes zur Ausschließung dienstlicher Abhängigkeitsverhältnisse, 04.09.2017

Die Auflagen laut Votum vom 15.08.2017 sind damit erfüllt. Wir wünschen viel Erfolg bei der Durchführung der o.g. Studie.

Mit freundlichen Grüßen

PD Dr. med. E. Kaschina
Vorsitzende

8. LITERATUR UND QUELLENANGABEN

Abbaszadeh K, Heffez LB, Mafee MF (2000) Effect of interference of metallic objects on interpretation of T1-weighted magnetic resonance images in the maxillofacial region. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 89: 759-765

Adolfsson U, Larsson E, Ogaard B (2002) Bond failure of a no-mix adhesive during orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 122: 277-281

Anhang XIII: Verfahren für Sonderanfertigungen, EU-Medizinprodukteverordnung. <https://de-mdr-ivdr.tuvsud.com/Anhaenge-MDR-01.html> (Zugriff: 3.10.23 - 21:10)

Armenean C, Perrin E, Armenean M, Beuf O, Pilleul F, Saint-Jalmes H (2004) RF-induced temperature elevation along metallic wires in clinical magnetic resonance imaging: influence of diameter and length. *Magn Reson Med* 52: 1200-1206

ASTM F 2052-15 Standard Test Method for Measurement of Magnetically Induced Displacement Force on Medical Devices in the Magnetic Resonance Environment, copyright ASTM International, 100 Barr Harbor Drive, West Conshohocken, PA 19428

ASTM Standard F 2182-09 Standard test method for measurement of radio frequency induced heating on or near passive implants during magnetic resonance imaging. West Conshohocken, PA: ASTM International; 2009.

ASTM Standard F 2213-17 Standard Test Method for Measurement of Magnetically Induced Torque on Medical Devices in the Magnetic Resonance Environment, copyright ASTM International, 100 Barr Harbor Drive, West Conshohocken, PA 19428

ASTM F 2503-08 Standard Practice for Marking Medical Devices and Other Items for Safety in the Magnetic Resonance Environment, copyright ASTM International, 100 Barr Harbor Drive, West Conshohocken, PA 19428

Ayyildiz S, Kamburoğlu K, Sipahi C, Murat S, Görgülü S, Pişkin B (2013) Radiofrequency heating and magnetic field interactions of fixed partial dentures during 3-tesla magnetic resonance imaging. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* 116: 640-647

Bartels LW, Smits HF, Bakker CJ, Viergever MA (2001) MR imaging of vascular stents: effects of susceptibility, flow, and radiofrequency eddy currents. *J Vasc Interv Radiol* 12: 365-371

Bauer R (2018-1) Erwärmungseffekte in der MRT, Physikalische Grundlagen. *Radiopraxis* 11:97-110

Bauer R (2018-2) Erwärmungseffekte in der MRT, Tipps zum Umgang mit Implantaten. *Radiopraxis* 11: 165-176

Bennett LH, Wang PS, Donahue MJ (1996) Artifacts in magnetic resonance imaging from metals. *Journal of Applied Physics* 79: 4712-4714

Beau A, Bossard D, Gebeile-Chauty S (2015) Magnetic resonance imaging artefacts and fixed orthodontic attachments. *Eur J Orthod* 37: 105-110

Bendel L, Shellock FG, Steckle M (1997) The effect of mechanical deformation on magnetic properties and MR imaging artifacts of type 304 and type 316 stainless steel. *J Magn Reson Imaging* 7: 1170-73

Beck F, Austermann S, Bertl K, Ulm C, Lettner S, Toelly A, Gahleitner A (2021) Is MRI a viable alternative to CT/CBCT to identify the course of the inferior alveolar nerve in relation to the roots of the third molars? *Clin Oral Invest* 25: 3861-3871

Bhardwaj A, Aldhuwayhi S, Deeban YAM, Bhardwaj SS, Alammari RB, Almuraikhi T, Alzunaydi A, Alteraigi AA, Alamoudi MA (2022) Reciprocal actions of Magnetic Resonance Imaging with dental prostheses and oral tissues - awareness among the dentists. *Eur Rev Med Pharmac Sci* 26: 4274-4278

Blankenstein FH, Truong B, Thomas A, Boeckler A, Peroz I (2011) Beeinflussung der Flusssdichte intraoraler Dentalmagnete im 1,5 und 3 Tesla-MRT. *Fortschr Röntgenstr* 183: 727-734

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

Blankenstein FH, Asbach P, Beuer F, Glienke J, Mayer S, Zachriat C (2017) Magnetic permeability as a predictor of the artefact size caused by orthodontic appliances at 1.5 T magnetic resonance imaging. *Clin Oral Invest* 21: 281-289

Blankenstein FH, Kielburg U, Melerowitz L, Stelmaszczyk D (2023) The intraoral permeability measurement as a screening for artifact formation by orthodontic products in MRI. *J Orofac Orthop* 84: 252-263 (Epub 2021 Nov 4.)

Bodammer C (2005) Ein neues Verfahren zur Korrektur wirbelstromverursachter Bildverzerrungen in der diffusionsgewichteten Magnetresonanztomographie. *Diss. Naturwiss. OvG-Univ. Magdeburg*

Boeckler AF, Morton D, Ehring C, Setz JM (2008) Mechanical Properties of Magnetic Attachments for Removable Prostheses on Teeth and Implants. *J Prosthodont* 17: 608-615

Bohner L, Meier N, Gremse F, Tortamano P, Kleinheinz J, Hanisch M (2020) Magnetic resonance imaging artifacts produced by dental implants with different geometries. *Dentomaxillofac Radiol* 49, 202001212

Burchardt DV, Borysewicz-Lewicka M (2013) Disturbing effect of different dental materials on the MRI results: preliminary study. *Acta Bioeng Biomech* 15: 49-55

Camacho CR, Plewes DB, Henkelmann RM (1995) Nonsusceptibility Artifacts Due to Metallic Objects in MR Imaging. *J Magn Reson Imaging* 5: 75-88

Cassetta M, Pranno N, Stasolla A et al. (2017) The effects of a common stainless-steel orthodontic bracket on the diagnostic quality of cranial and cervical 3T- MR images: a prospective, case-control study. *Dentomaxillofac Radiol* 46: Published Online June 21, 2017

Cesur E, Arslan C, Orhan AI, Bilecenoglu B, Orhan K (2022) Effect of different resin removal methods on enamel after metal and ceramic bracket debonding. *J Orofac Orthop* 83: 157-171

Cho JH, Lee HK, Yang HJ, Lee GW, Park YS, Chung WK (2013) A comparative quantitative analysis of magnetic susceptibility artifacts in echo planar and PROPELLER diffusion-weighted images. *J Korean Phys Soc* 62: 358-364

Chockattu SJ, Suryakant DB, Thakur S (2018) Unwanted effects due to interactions between dental materials and magnetic resonance imaging: a review of the literature. *Restor Dent Endod* 43. e39

Claußen HJ (2001) Magnetphysik - Grundlagen zum Verständnis eines Phänomens. In: Blankenstein F (Hrsg.) *Magnete in der Zahnmedizin*, flohr-Verlag Rottweil S. 21-25

Costa ALF, Appenzeller S, Yasuda CL, Pereira FR, Zanardi VA, Cendes F (2009) Artifacts in brain magnetic resonance imaging due to metallic dental objects. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 14: E278-82

Chen DP, Wu GY, Wang YN (2010) Influence of galvano-ceramic and metal-ceramic crowns on magnetic resonance imaging. *Chin Med J* 123: 208-211

Davison BL, Cantu RV, Van Woerkom S (2004) The magnetic attraction of lower extremity external fixators in an MRI suite. *J Orthop Trauma* 18: 24-27

Dobai A, Dembrowszky F, Vizkelety T, Barsi P, Juhasz F, Dobo-Nagy C (2022) MRI compatibility of orthodontic brackets and wires: systematic review article. *BMC Oral Health* 22: 298-309

Duttenhoefer F, Mertens ME, Vizkelety J, Gremse F, Stadelmann VA, Sauerbier S (2015) Magnetic resonance imaging in zirconia-based dental implantology. *Clin Oral Impl Res* 26: 1195-1202

Edwards MB, Taylor KM, Shellock FG (2000) Prosthetic heart valves: evaluation of magnetic field interactions, heating, and artifacts at 1.5 T. *J Magn Reson Imaging* 12: 363-369

El-Bediwi AB, El-Fallal A, Saker S, Ozcan M (2014) Effect of non-ionizing radio frequency signals of magnetic resonance imaging on physical properties of dental alloys and metal-ceramic adhesion. *J Adhes Dent* 16: 407-413

Elison JM, Leggitt VL, Thomson M, Oyoyo U, Wycliffe ND (2008) Influence of common orthodontic appliances on the diagnostic quality of cranial magnetic resonance images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 134: 563-572

Eggers G, Rieker M, Kress B, Fiebach J, Dickhaus H, Hassfeld S (2005) Artefacts in magnetic resonance imaging caused by dental material. *Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine/MAGMA* 18: 103-111

European Society of Radiology (2019) Interventional radiology in European radiology departments: a joint survey from the European Society of Radiology (ESR) and the Cardiovascular and Interventional Radiological Society of Europe (CIRSE) Published online 2019 Feb 13. doi:10.1186/s13244-019-0698-6

Fache JS, Price C, Hawbolt EB, Li DK (1987) MR Imaging Artifacts Produced by Dental Materials. Am J Neuroradiol 8: 837-840

Fiala TGS, Paige KT, Davis TL, Campbell TA, Rosen BR, Yaremchuk MJ (1994) Comparison of artifact from craniomaxillofacial internal fixation devices: Magnetic resonance imaging. Plast Reconstr Surg 93: 725-731.

Flügge T, Gross C, Ludwig U, Schmitz J, Nahles S, Heiland M, Nelson K (2023) Dental MRI - only a future vision or standard of care? A literature review on current indications and applications of MRI in dentistry. Dentomaxillofac Radiol 51: 20220333.

Fofanov D, Heubner U (2013) Merkblatt 827 - Magnetische Eigenschaften nichtrostender Stähle. Hrsg: Informationsstelle Edelstahl Rostfrei, Düsseldorf.

Gegauff, AG; Laurell, KA, Thavendrarajah A, Rosenstiel SF (1990) A potential MRI hazard: forces on dental magnet keepers. J Oral Rehab 17; 403-410

Geibel M, Gelißen B, Bracher A, Rasche V (2019) Artefakt-Verhalten von dentalen Keramik- und Titanimplantaten im MRT. Fortschr Röntgenstr 191:433-441

Gümüş EB, Satir S, Kustarc A (2022): Microleakage beneath orthodontic brackets in high field magnetic resonance imaging (MRI) at 1.5 & 3 Tesla. Dentomaxillofac Radiol 51: 20210512.

Gunzinger JM, Delso G, Boss A, Porto M, Davison H, v Schulthess GK, Huellner M, Stolzmann P, Veit-Haibach P, Burger A (2014) Metal artifact reduction in patients with dental implants using multispectral three-dimensional data acquisition for hybrid PET/MRI. EJNMMI Phys 1:102

Görgülü S, Ayyıldız S, Kamburoglu K, Gökçe S, Ozen T (2014) Effect of orthodontic brackets and different wires on radiofrequency heating and magnetic field interactions during 3-T MRI. Dentomaxillofac Radiol 43:20130356. Epub 2013 Nov 20.

Graf H, Steidle G, Martirosian P, Lauer UA, Schick F (2005) Metal Artifacts Caused by Gradient Switching. Magn Reson Med 54: 231-234

Hasanin M, Kaplan SEF, Hohlen B et al. (2019): Effects of orthodontic appliances on the diagnostic capability of magnetic resonance imaging in the head and neck region: A systematic review. Int Orthod 17: 403-414

Hasegawa M, Miyata K, Abe Y, Ishigami T (2013) Radiofrequency heating of metallic dental devices during 3.0 T MRI. Dentomaxillofac Radiol 42: 20120234. Epub 2013 Mar 21.

Hasegawa M, Miyata K, Abe Y, Ishii T, Ishigami T, Ohtani K, Nagai E, Ohyama T, Umekawa Y, Nakabayashi S (2015) 3-T MRI safety assessments of magnetic dental attachments and castable magnetic alloys. Dentomaxillofac Radiol 44: 20150011.

Heil A, Lazo Gonzalez E, Hilgenfeld T, Kickingereeder P, Bendszus M, Heiland S, Ozga AK, Lux CJ, Zingler S (2017) Lateral cephalometric analysis for treatment planning in orthodontics based on MRI compared with radiographs: A feasibility study in children and adolescents. PLoS ONE 12: e 0174524

Heiland S (2009) MR-Artefakte erkennen und vermeiden. Radiologie up 2 date 4:303-316

Hilgenfeld T, Prager M, Heil A, Schwindling FS, Nittka M, Grodzki D, Rammelsberg P, Bendszus M, Heiland S (2017) PETRA, MSVAT-SPACE and SEMAC sequences for metal artefact reduction in dental MR imaging. Eur Radiol 27: 5104-5112

Ibdah H (2006) Persönliche Mitteilung Firma Christoph Miethke GmbH & CO.KG, Abt. Forsch./ Entw.

Johannsen KM, Fuglsig JMCS, Hansen B, Wenzel A, Spin-Neto R (2023) Magnetic resonance imaging artefacts caused by orthodontic appliances and/or implant-supported prosthesis: a systematic review. Oral Radiol 39: 394-407

Juerchott A, Saleem MA, Hilgenfeld T, Freudlsperger C, Zingler S, Lux CJ, Bendszus M, Heiland S (2018) 3D cephalometric analysis using Magnetic Resonance Imaging: validation of accuracy and reproducibility. Sci Rep 29: 13029

Juerchott A, Sohani M, Schwindling FS, Jende JME, Kurz FT, Rammelsberg P, Heiland S, Bendszus M, Hilgenfeld T (2020) In vivo accuracy of dental magnetic resonance imaging in assessing maxillary molar furcation involvement: A feasibility study in humans. J Clin Periodontol 47: 809-815

Kajan ZD, Khademi J, Alizadeh A, Hemmaty YB, Roushan ZA (2015) A comparative study of metal artifacts from common metal orthodontic brackets in magnetic resonance imaging. Imaging Sci Dent 45; 159-168

Kajima Y, Takaichi A, Tsutsumi Y, Hanawa T, Wakabayashi N, Kawasaki A (2020) Influence of magnetic susceptibility and volume on MRI artifacts produced by low magnetic susceptibility Zr-14Nb alloy and dental alloys. Dent Mat J 39: 256-261

Kaleth P (2017) Suszeptibilitätsartefakte bei pädiatrischen dentalen konfektionierten Edelstahlkronen in der Magnetresonanztomografie - eine In-vitro-Studie. Med. dent. Diss. Charité Berlin

Kangarlu A, Shellock FG (2000) Aneurysm clips: evaluation of magnetic field interactions with an 8.0 T MR system. J Magn Reson Imaging 12:107-111

Kemper J, Klocke A, Kahl-Nieke B, Adam G (2005) Kieferorthopädische Brackets in der Hochfeld-Magnetresonanztomographie: Experimentelle Beurteilung magnetischer Anziehungs- und Rotationskräfte bei 3 Tesla. Fortschr Röntgenstr 177: 1691-1698

Kemper J, Priest AN, Schulze D, Kahl-Nieke B, Adam G, Klocke A (2006) Orthodontic springs and auxiliary appliances: assessment of magnetic field interactions associated with 1.5 T and 3 T magnetic resonance systems. Eur Radiol 17: 533-540

Kielburg U, Blankenstein FH (2019) Metallobjekte der Kopf-Hals-Region im MRT - Eine Umfrage unter Radiologen. Radiologe 59: 906-911.

Kielburg U (2021) Zur Korrelation von magnetischer Permeabilität orthodontischer Attachments und Artefaktentstehung in anatomischen Strukturen der Kopf-Hals-Region bei verschiedenen Sequenzen im 1,5 und 3 Tesla MRT - eine Pilotstudie. Med. dent. Diss Charité – Universitätsmedizin Berlin

Klauber J, Günster C, Gerste B, Robra BP, Schmacke N: Versorgungsreport 2015/2016, Schwerpunkt; Kinder und Jugendliche. Schattauer Stuttgart 2016, S 239-263

Klocke A, Kemper J, Schulze D et al (2005) Magnetic field interactions of orthodontic wires during magnetic resonance imaging (MRI) at 1,5 T. J Orofac Orthop 66: 279–287

Klocke A, Kahl-Nieke B, Adam G, Kemper J (2006) Magnetic forces on orthodontic wires in high field magnetic resonance imaging (MRI) at 3 T. J Orofac Orthop 67: 424-429

Knigge J (2015) Lokale Martensitbildung in metastabilen austenitischen Stählen durch Verfahren der Massivumformung. In: Behrens BA (Hrsg.): Berichte aus dem IFUM – Wissenschaftliche Schriftenreihe des Instituts für Umformtechnik und Umformmaschinen der Leibnitz Univ. Hannover, Bd. 2/2015, TEWISS GmbH, S 3-28

Kocasarac HD, Ustaoglu G, Bayrak S, Katkar R, Geha H, Deahl T, Mealey BL, Danaci M, Noujeim M (2019) Evaluation of artifacts generated by titanium, zirconium, and titanium-zirconium alloy dental implants on MRI, CT, and CBCT images: A phantom study. Oral surg oral med oral pathol oral radiol 127: 535-544

Koivula A: Magnetic resonance image distortions due to artificial macroscopic objects. An example: correction of image distortion caused by an artificial hip prosthesis. Med. Diss. Oulu, Finland: University of Oulu; 2002

Krause S, Gehrke C, Ludwig B (2021) Entstehung von Artefakten durch verschiedene kieferorthopädische Brackets in der 1,5 Tesla-Magnetresonanztomografie. Kieferorthopädie 35: 349-360

Kurt MH, Kolsuz ME, Öz U, Avsever H, Örmeci T, Sakul U (2020) Evaluation of intraoral orthodontic brackets' effects on magnetic resonance imaging – a cadaveric study at 3 Tesla. J Faculty Dentistry Ataturk Univ. 30:12-19 Doi: 10.17567/ataunidfd.649475

Lexikon Pharmatechnologie [https://prozesstechnik.industrie.de/pharma/lexikon-pharmatechnologie/schaeffler-diagramm/#:~:text=Nach%20Schaeffler%20%2F%20De%2DLong%20\(Ni%2D%20%C3%84quiv](https://prozesstechnik.industrie.de/pharma/lexikon-pharmatechnologie/schaeffler-diagramm/#:~:text=Nach%20Schaeffler%20%2F%20De%2DLong%20(Ni%2D%20%C3%84quiv). (Zugriff: 2.3.23 - 20:00)

Linetskiy I, Starcuková J, Hubálková H, Starcuk Z Jr, Özcan M (2019) Evaluation of magnetic resonance imaging issues of titanium and stainless steel brackets. Science Asia 45:145-153

Li W, Shi J, Bian W, Li J, Chen X, Feng J, Yu J, Wang J, Niu J (2022) Performance of PROPELLER FSE T2WI in reducing metal artifacts of material porcelain fused to metal crown: a clinical preliminary study. Scientific Reports 12: 8442

Mathew CA, Maller SV, Maller US, Maheshwaran M, Valarmathi S, Karrunakaran B (2016) Evaluation of awareness among dentists about magnetic resonance imaging and their interactions with restorative dental materials: A survey among dentists in three districts of Tamilnadu. J Indian Acad Dent Spec Res 3: 6-9

Mansour A, Block J, Obremesky W (2009) A cadaveric simulation of distal femoral traction shows safety in magnetic resonance imaging. J Orthop Trauma 23: 658-662

Miao XM, Wu Y, Liu D et al. (2020) Whole-Brain Functional and Diffusion Tensor MRI in Human Participants with Metallic Orthodontic Braces. *Radiology* 294: 149-157

Appendix: <https://rsna-prod-cdn.literatumonline.com/journals/content/radiology/2020/radiol.2020.294.issue-1/radiol.2019190070/20191206/suppl/ry190070suppa1.pdf?b92b4ad1b4f274c70877518612abb28b5225b57c02da086fe608938ae1d33154833508c1dc07cd5d975e25a8b215ff3dccc6849e4fcbfc662a407f2f7569aac26184ab6da47312c91e7093a0034d18b97559c9b191fb0fdb72639404516cd866768962b16d2b68ac4f3a1965b1a6c8c7ecd2fcb4da51d5a0abbb7a32f14c7d5482a76e6af49778532988615a0e55cf584724d49200f47c13c3498e23> (Zugriff: 3.8.2023 - 21:00)

Miyata K, Hasegawa M, Abe Y, Tabuchi T, Namiki T, Ishigami T (2012): Radiofrequency heating and magnetically induced displacement of dental magnetic attachments during 3.0 T MRI. *Dentomaxillofac Radiol* 41: 668-674

Mortazavi SDMJ, Daiee E, Yazdi A, Khiabani K, Kavousi A, Vazirinejad R, Behnejad B, Ghasemi M, Balali Mood M (2008) Mercury Release from Dental Amalgam Restorations after Magnetic Resonance Imaging and Following Mobile Phone Use. *Pak J Biol Sci* 11: 1142-1146

Mortazavi SDMJ, Neghab M, Anoosheh SMH, Bahaeddini N, Mortazavi G, Neghab P, Rajaeifard A (2014) High-Field MRI and Mercury Release from Dental Amalgam Fillings. *Int J Occup Environ Med* 5: 101-105

Morton SMB, Bandara DK, Robinson EM, Atatoa Carr PE (2012) In the 21st Century, what is an acceptable response rate? Editorial *Aust N Z J Public Health* 36: 106-108

Müller-Miny H, Erber D, Möller H, Müller-Miny B, Bongartz G (1996) Is There a Hazard to Health by Mercury Exposure from Amalgam Due to MRI? *J Magn Reson Imag* 6: 258-260

New PFJ, Rosen BR, Brady TJ, Buonanno FS, Kistler JP, Burt CT, Hinshaw WS, Newhouse JH, Pohost GM, Taveras JM (1983) Potential hazards and artifacts of ferromagnetic and nonferromagnetic surgical and dental materials and devices in nuclear magnetic resonance imaging. *Radiology* 147:139-148

Niraj LK, Patthi B, Singla A, Gupta R, Ali I, Dhama K, Kumar JK, Prasad M (2016): MRI in Dentistry- A Future Towards Radiation Free Imaging – Systematic Review. *J Clin Diagn Res* 10: ZE14-19

Noureddine Y, Bitz AK, Ladd ME, Thürling M, Ladd SC, Schaeffers G, Kraff O (2015) Experience with magnetic resonance imaging of human subjects with passive implants and tattoos at 7 T: a retrospective study. *Magn Reson Mater Phy* 28: 577-590

Okano Y, Yamashiro M, Kaneda T, Kasai K (2003) Magnetic resonance imaging diagnosis of the Temporomandibular joint in patients with orthodontic appliances. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 95: 255-263

Omatsu M, Obata T, Minowa K, Yokosawa K, Inagaki E, Ishizaka K, Shibayama K, Yamamoto T (2014) Magnetic Displacement Force and Torque on Dental Keepers in the Static Magnetic Field of an MR Scanner. *J Magn Reson Imaging* 40: 1481-1486

Oriso K, Kobayashi T, Sasaki M, Uwano I, Kihara H, Kondo H (2016) Impact of the static and radiofrequency magnetic fields produced by a 7 T MR imager on metallic dental materials. *Magn Reson Med Sci* 15:26-33

Patel A, Bhavra GS, O'Neill JRS (2006) MRI scanning and orthodontics. *J Orthod* 33: 246-249

Perry KJ, Massey PA, Simoncini A, Barton RS (2018) MRI safety of external fixation devices: a review of the literature. *Current Orthopaedic Practice* 29: 302-307

Peschke E, Ulloa P, Jansen O, Hoeverer JB (2021) Metallic Implants in MRI – Hazards and Imaging Artifacts. *Fortschr Röntgenstr* 193: 1285-1293

Pont HB, Özcan M, Bagis B, Ren Y (2010) Loss of surface enamel after bracket debonding: An in-vivo and ex-vivo evaluation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 138:387.e1-387.e9

Poorsattar-Bejeh Mir A, Rahmati-Kamel M (2016) Should the orthodontic brackets always be removed prior to magnetic resonance imaging (MRI)? *JOBCCR* 6:142-152

Probst M, Richter V, Weitz J, Kirschke JS, Ganter C, Troeltzsch M, Nittka M, Cornelius C-P, Zimmer C, Probst FA (2017): Magnetic resonance imaging of the inferior alveolar nerve with special regard to metal artifact reduction. *J Craniomaxillofac Surg* 45: 558-569

Rechsteiner AA (1994) Metallkundliche und metallurgische Grundlagen zur Entwicklung stickstoffreicher, zäher, hochfester austenitischer Stähle. Dissertation ETH Zürich Nr.10647
<https://doi.org/10.3929/ethz-a-000944042> (Zugriff: 02.09.23 - 19:00)

Regier M, Kemper J, Kaul MG, Feddersen M, Adam, G, Kahl-Nieke B, Klocke A (2009) Radiofrequenzinduzierte Erwärmung fixierter kieferorthopädischer Apparaturen in der Hochfeld-MRT bei 3 Tesla. *J Orofac Orthop* 70: 485-494

Rudisch A, Kremser C, Peer S, Kathrein A, Judmaier W, Daniaux H (1998) Metallic artifacts in magnetic resonance imaging of patients with spinal fusion. A comparison of implant materials and imaging sequences. *Spine* 23: 692-699

Sadowsky PL, Bernreuter W, Lakshminarayanan AV, Kenney P: Orthodontic appliances and magnetic resonance imaging of the brain and temporomandibular joint. *Angle Orthod* 1988; 58: 9-20

Scaglione M, Cicuttin E, Cremonini C et al. (2021) The practice of emergency radiology throughout Europe: a survey from the European Society of Emergency Radiology on volume, staffing, equipment, and scheduling. *Eur Radiol* 31:2994-3001

Schenck JF (1996) The role of magnetic susceptibility in magnetic resonance imaging: MRI magnetic compatibility of the first and second kinds. *Med Phys* 23: 815-850

Schenck JF (2000) Safety of strong, static magnetic fields. *J Magn Reson Imaging* 12: 2-19

Schöller K, Morhard D, Zausinger S, Steiger HJ, Schmid-Elsaesser R (2005) Introducing a freely accessible internet database for identification of cerebral aneurysm clips to determine magnetic resonance imaging compatibility. *Neurosurgery* 56:118-123

Schröder D, Gruppe G, Rademacher G, Mutze S, Ernst A, Seidl R, Mittmann P (2018) Magnetic Resonance Imaging Artifacts and Cochlear Implant Positioning at 1.5 T In Vivo. *BioMed Res Int* 8: doi: 10.1155/2018/9163285

Shafiei F, Honda E, Takahashi H, Sasaki T (2003) Artifacts from dental casting alloys in magnetic resonance imaging. *J Dent Res* 82: 602-606

Shahidi SH, Bronoosh P, Alavi AA, Zamiri B, Sadeghi ASR, Bagheri MH, Javadpour S (2009) Effect of magnetic resonance imaging on microleakage of amalgam restorations: an in vitro study. *Dentomaxillofac Radiol* 38: 470-474

Shalish M, Dykstein N, Friedlander-Barenboim S, Ben-David E, Gomori JM, Chaushu S (2015) Influence of common fixed retainers on the diagnostic quality of cranial magnetic resonance images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 147: 604-609

Shellock FG, Shellock VJ (1999-1) Metallic stents: evaluation of MR imaging safety. *Am J Roentgenol* 173: 543-547

Shellock FG (1999-2) Metallic marking clips used after stereotactic breast biopsy: ex vivo testing of ferromagnetism, heating, and artifacts associated with MR imaging. *Am J Roentgenol* 172: 1417-1419

Shellock FG (2023) <https://www.mrisafety.com/> (Zugriff: 1.8. 2023 - 19:00)

Shukla KM, Mishra S, Parlani S (2019) Magnetic resonance imaging (MRI) and their interaction. *Journal of Oral and Dental Health* 5: 72-77

Smith-Bindman R, Miglioretti DL, Johnson E, Lee C, Feigelson HS, Flynn M, Greenlee RT, Kruger RL, Hornbrook MC, Roblin D, Solberg LI, Vanneman N, Weinmann S, Williams AE (2012) Use of Diagnostic Imaging Studies and Associated Radiation Exposure for Patients Enrolled in Large Integrated Health Care Systems, 1996-2010. *JAMA* 307: 2400-2409

Sommer T, Maintz D, Schmiedel A, Hackenbroch M, Hofer U, Urbach H, Pavlidis C, Träber F, Schild H, Höher M (2004) Hochfeld-Magnetresonanztomographie: Magnetische Anziehungs- und Rotationskräfte auf metallische Implantate bei 3,0 T. *Fortschr Röntgenstr* 176: 731-738

Starcukova J, Starcuk Jr. Z, Hubalkova H, Linetskiy I (2008) Magnetic susceptibility and electrical conductivity of metallic dental materials and their impact on MR imaging artifacts. *Dent Mat* 24: 715-723

Suh JS, Jeong EK, Shin KH, Cho JH, Na JB, Kim DH, Han CD (1998) Minimizing artifacts caused by metallic implants at MR imaging: experimental and clinical studies. *Am J Roentgenol* 171:1207-1213

Teitelbaum GP, Bradley WG, Klein BD (1988) MR Imaging Artifacts, Ferromagnetism, and Magnetic Torque of Intravascular Filters, Stents, and Coils. *Radiology* 166: 657-664

Todt I, Rademacher G, Mittmann P, Wagner J, Mutze S, Ernst A (2015) MRI Artifacts and Cochlear Implant Positioning at 3 T In Vivo. *Otol Neurotol* 36: 972-976

Tysome JR, Tam YC, Patterson I, Graves MJ, Gazibegovic D (2019) Assessment of a Novel 3T MRI Compatible Cochlear Implant Magnet: Torque, Forces, Demagnetization, and Imaging. *Otol Neurotol* 40: e966-e974

Ul-Haq A, Waheed-Ul-Hamid M, Raza-Jafri A (2015) To determine mean distortion score of MRI at nine different sections of head and neck with Dentaurum metallic orthodontic brackets on the teeth. *Pak oral dent J* 35: 416-419

Vashaee S, Goora F, Britton MM, Newling B, Balcom BJ (2015) Mapping B(1)-induced eddy current effects near metallic structures in MR images: a comparison of simulation and experiment. *J Magn Reson* 250:17-24

Verordnung (EU) 2017/745 des Europäischen Parlamentes und des Rates vom 5. April 2017 über Medizinprodukte, zur Änderung der Richtlinie 2001/83/EG, der Verordnung (EG) Nr. 178/2002 und der Verordnung (EG) Nr. 1223/2009 und zur Aufhebung der Richtlinien 90/385/EWG und 93/42/EWG des Rates. Amtsblatt der Europäischen Union 5. 5. 2017 <https://eur-lex.europa.eu/legal-content/DE/TXT/?uri=CELEX%3A32017R0745> (Zugriff: 22.11.19 - 21:30)

Web of Science <https://www.webofscience.com/wos/woscc/summary/08668f32-c33b-4153-9146-766135b64b67-9b4de18e/relevance/1> (Zugriff: 01.08.2023 - 19:45)

WBO (Weiterbildungsordnung) der Zahnärztekammer Berlin, zuletzt geändert 14. 3. 2002 (ABl. S. 3216), 2. Abschnitt - Kieferorthopädie, Anhang 2: Lehrinhalte und Curriculum zur kieferorthopädischen Weiterbildung nach den Richtlinien der WBO der Zahnärztekammer Berlin vom 10. 3. 1999

Wylezinska M, Pinkstone M, Hay N, Scott AD, Birch MJ, Miquel ME (2015) Impact of orthodontic appliances on the quality of craniofacial anatomical magnetic resonance imaging and real-time speech imaging. *Eur J Orthod* 37: 610-617

Yilmaz S, Misirlioglu M (2013) The effect of 3 T MRI on microleakage of amalgam restorations. *Dentomaxillofac Radiol* 42: 20130072

Yilmaz S, Adisen MZ (2018) Ex Vivo Mercury Release from Dental Amalgam after 7.0-T and 1.5-T MRI. *Radiology* 288: 799-803

Yassi K, Ziane F, Bardinet E et al (2007) Évaluation des risques d'échauffement et de déplacement des appareils orthodontiques en imagerie par résonance magnétique. *J Radiol* 88: 263-268

Zanarini M, Gracco A, Lattuca M, Marchionni S, Gatto MR, Bonetti GA (2013) Bracket base remnants after orthodontic debonding. *Angle Orthod* 83: 885-891

ZApprO: Approbationsordnung für Zahnärzte und Zahnärztinnen vom 8. Juli 2019 (BGBl. I S. 933), zuletzt geändert durch Art. 4 der Verordnung vom 7. 6. 2023 (BGBl. 2023 I Nr. 148)

Zhylich D, Krishnan P, Muthusami P, Rayner T, Shroff M, Doria A, Tompson B, Lou W, Surid S (2017) Effects of orthodontic appliances on the diagnostic quality of magnetic resonance images of the head. *Am J Orthod Dentofac Orthod* 151: 484-499

9. DANKSAGUNG

Ich möchte meinen Dank an dieser Stelle chronologisch ordnen. Und so erinnere ich mich zunächst dankbar an das kleine Kollektiv des Werkstoffprüflabors unter Leitung des Ingenieurs Ernst Klonek im Waggonbau Görlitz, wo ich zwischen 1974 und 76 als obligatem Bestandteil des Abituriums eine kleinere Studie auf dem Gebiet der Edelstahl-Metallurgie durchführte. Dass mir das dabei erarbeitete Wissen Jahrzehnte später noch einmal so nützlich war, würde die Kollegen freuen.

Nachfolgend denke ich an diejenigen, die mich vor Jahren bereits vielfach ermutigten, an diesem aus ihrer Sicht relevanten Thema dranzubleiben: Mein damaliger Chef Prof. Dr. Klaus-Peter (Charlie) Lange sowie meine Kollegen und Freunde Prof. Dr. Michael Naumann und Priv. Doz. Dr. Guido Sterzenbach. Vielen Dank für Eure Unterstützung und für Eure ebenso unermüdliche wie hilfreiche Penetranz!

Großer Dank gebührt anschließend auch meinen Koautoren für deren gewissenhafte Mitarbeit an den einzelnen Themen und ihre inspirierende Kreativität, wobei an wichtigster Stelle Frau Dr. Christine Zachriat, Herr Johannes Glienke M. Sc., der Medizin-Physiker Herr Daniel Stelmaszczyk sowie Herr Dr. Buu Tai Truong zu nennen sind.

Meinen Dank auch den Mitarbeitern der Klinik für Radiologie an der Charité, welche die benötigten Messzeiten am MRT und ihre Expertise in dessen Bedienung auch an Wochenenden oder sehr spät abends zur Verfügung stellten: Herr Prof. Dr. Patrick Asbach und der MTRA Herr Andreas Thomas.

Und abschließend bin ich auch meinem jetzigen Chef, Herrn Univ.-Prof. Dr. Florian Beuer für seine wichtige Unterstützung auf den letzten Metern dieses Weges zu Dank verpflichtet.

Aber über fast die gesamte Zeitspanne meiner Beschäftigung mit den verschiedenen Aspekten dieses Themas stand mir am engsten Frau Dr. Dr. Juliane Blankenstein fest und liebevoll zur Seite. Je nach Bedarf als scharfe Kritikerin, als konsequent Antreibende, als verständnisvoll Erduldende und, während des Verfassens ihrer zweiten Dissertation, auch als Mitleidende.

Liebe Jule, ich bin Dir unendlich dankbar für Deine Hilfe bei meinem Versuch, zu beweisen, dass man als unbefristet öffentlich Angestellter nicht automatisch faul wird!

Erklärung

§ 4 Abs. 3 (k) der HabOMed der Charité

Hiermit erkläre ich, dass

- weder früher noch gleichzeitig ein Habilitationsverfahren durchgeführt oder angemeldet wurde,
- die vorgelegte Habilitationsschrift ohne fremde Hilfe verfasst, die beschriebenen Ergebnisse selbst gewonnen sowie die verwendeten Hilfsmittel, die Zusammenarbeit mit anderen Wissenschaftlern/Wissenschaftlerinnen und mit technischen Hilfskräften sowie die verwendete Literatur vollständig in der Habilitationsschrift angegeben wurden,
- mir die geltende Habilitationsordnung bekannt ist.

Ich erkläre ferner, dass mir die Satzung der Charité – Universitätsmedizin Berlin zur Sicherung Guter Wissenschaftlicher Praxis bekannt ist und ich mich zur Einhaltung dieser Satzung verpflichte.

.....
Datum

.....
Unterschrift