

Aus der Klinik für Zahnärztliche Prothetik, Alterszahnmedizin und Funktionslehre
der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

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

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

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Ulrike Inge Kielburg

aus Augsburg

Datum der Promotion: 26.06.2022

Inhaltsverzeichnis	
Inhaltsverzeichnis	iii
Abkürzungsverzeichnis	vi
Zusammenfassung	8
Abstract – English	10
1 Einleitung	13
1.1 Wechselwirkungen mit intraoralen Metallobjekten im MRT	14
1.1.1 Materialbedingte Grundlagen der Wechselwirkungen.....	15
1.1.2 Aspekte der MRT Sicherheit	16
1.1.3 Entstehung von Suszeptibilitätsartefakten	18
1.1.4 Metallunabhängige Störgrößen in der MRT	20
1.2 Ziele und Hypothesen	22
2 Voruntersuchung: Umfrage unter Radiologen	23
2.1 Einleitung	23
2.2 Methodik	23
2.3 Ergebnisse	24
2.4 Diskussion	28
3 Retrospektive Pilotstudie: Korrelation von Permeabilität und diagnostischer Einschränkung bei verschiedenen MRT-Sequenzen	31
3.1 Material und Methode	31
3.1.1 Rekrutierung der Studienteilnehmer.....	31
3.1.2 Bildung und Auswertung der diagnostischen Zonen	33
3.1.3 Permeabilitätsmessung der intraoral vorgefundenen Materialien.....	36

3.2	Ergebnisse	36
3.2.1	Artefaktausdehnung in den verschiedenen Sequenzen unabhängig von den Magneteigenschaften der Objekte	36
3.2.2	Permeabilitätswerte der intraoralen Objekte	41
3.2.3	Korrelation von μ_r und Beantwortbarkeit der diagnostischen Fragestellung	44
3.2.4	Korrelation von μ_r und Artefaktausdehnung bei den verschiedenen Sequenzen und Hauptfeldstärken.....	46
3.2.5	Korrelation von μ_r und Beantwortbarkeit der diagnostischen Fragestellung	66
3.3	Diskussion	69
3.3.1	Diskussion der Methode	69
3.3.2	Diskussion der Ergebnisse	72
3.3.3	Einordnung der Ergebnisse in die vorhandene Literatur.....	81
3.4	Limitationen	84
3.5	Ausblick	84
4	Zusammenfassung	87
	Literaturverzeichnis.....	89
	Abbildungsverzeichnis.....	93
	Tabellenverzeichnis.....	94
	Eidesstattliche Versicherung.....	95
	Lebenslauf.....	96
	Vollständige Publikationsliste	97
	Danksagung	98

Abkürzungsverzeichnis

A	Jahre
Abb.	Abbildung
Ag	Argentum (Silber)
ASTM	American Society for Testing and Materials
Au	Aurum (Gold)
B ₀	Magnetische Feldstärke
BDR	Berufsverband Deutscher Radiologen
BOLD	Blood oxygenation level-dependent
Bzw.	Beziehungsweise
CCALD	Childhood cerebral Adrenoleukodystrophy
Co	Kobalt
Cr	Chrom
Cu	Kupfer
EPI	Echoplanar imaging
Flair	fluid attenuated inversion recovery
fMRI	Functional Magnetic Resonance Imaging
FOV	Field of View
Ggf.	Gegebenenfalls
GRE	Gradienten Echo
Hg	Hydrargyrum (Quecksilber)
HWS	Halswirbelsäule
HWK	Halswirbelkörper
In	Indium
Ir	Iridium
IR	Inversion Recovery
Max.	Maximal
MB	Multi Bracket Apparatur/ Multiband Apparatur
MIM	Metal Injection Molding
MKG	Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie
Mo	Molybdän
MRT	Magnetresonanztomografie
Mprage	Magnetization prepared rapid gradient echo

MTRA	Medizinisch-technische/r Radiologieassistent/in
N.	Nervus
Ni	Nickel
NiTi	Nickel Titan
OK	Oberkiefer
OP	Operation
PMMA	Polymethylmethacrylat
Pt	Platin
SHT	Schädelhirntrauma
ROI	Region of interest
Sag	Sagittal
SAR	Spezifische Absorptionsrate
SEMAC	Slice encoding for metal artifact correction
Sn	Zinn
T	Tesla
Tab.	Tabelle
T1	Zeitpunkt bis 63 % der Protonen in Längsrichtung relaxiert
T2	Zeitpunkt bis 63 % der Protonen in Querrichtung relaxiert
TE	Echozeit
TMA	Titan Molybdän Alloy
TMJ	Temporomandibular joint
Tirm	Turbo-inversion recovery-magnitude
TR	Repetitionszeit
Trans	Transversal
TSE	Turbo spin echo
UK	Unterkiefer
V.a.	Verdacht auf
VAT	View angle tilting
VIBE	Volume interpolated breathhold examination
WARP	Artefakt reduzierende Sequenz
Zn	Zink
Z.n.	Zustand nach
ZNS	Zentrales Nervensystem

Zusammenfassung

Einleitung:

Das Fehlen ausreichender Herstellerangaben zu magnetischen Eigenschaften orthodontischen Materials kann die Entscheidung erschweren, ob intraorales Material vor einer Magnetresonanztomographie (MRT) zur sicheren Darstellung der zu untersuchenden Strukturen entfernt werden muss. Wir prüften anhand einer Umfrage die Relevanz dieser Problematik im radiologischen Alltag und untersuchten, ob die auf metallischen Apparaturen gemessene relative magnetische Permeabilität (μ_r) ein geeigneter Prädiktor für die Artefaktausdehnung im MRT sein kann.

Methodik:

Der insgesamt 19 Fragen zu den vier Themenkomplexen Berufserfahrung, klinische Handhabung solcher Fälle, Risikoabschätzung und Informations- bzw. Fortbildungssituation enthaltende Fragebogen wurde elektronisch und durch Veröffentlichung im Mitteilungsblatt des Radiologischen Berufsverbandes an ca. 2000 Radiologen gesandt.

Für eine klinisch retrospektive Pilotstudie zur Korrelation von magnetischer Permeabilität und Diagnostizierbarkeit von MR-Bildgebungen bei intraoral fixierten orthodontischen Apparaturen konnten 22 von 128 betroffenen Patientenfällen einer Radiologischen Universitätsklinik aus den Jahren 2014 bis 2016 ausgewertet werden. Mit Unterstützung der jeweiligen behandelnden Kieferorthopäden wurden die verwendeten Produkte recherchiert und deren Hersteller um Auskunft bzw. baugleiche Probekörper gebeten, zur Permeabilitätsbestimmung. Für die Standardisierung der Artefaktausdehnung wurden 30 anatomische Strukturen der Kopf-Hals-Region ausgewählt und deren Diagnostizierbarkeit in den jeweiligen MR-Sequenzen ausgewertet und in Relation zur Permeabilität gestellt

Ergebnisse:

Unsere Umfrage zeigte eindeutig, dass die hier untersuchte Problematik im radiologischen Alltag eine Rolle spielt. Die Mehrzahl der Umfrageteilnehmer beklagt die oft fehlenden Informationen der Hersteller oder anderer Quellen, sodass sich ein Informations-, und Weiterbildungsbedarf ergibt.

Wir konnten in unserer Pilotstudie zeigen, dass die Permeabilität nur in Bezug auf die konkret akquirierten Sequenzen ein Prädiktor der Diagnostizierbarkeit ist. Anhand der gemessenen Permeabilität kann dann mithilfe eines Schalenmodells die Artefaktausdehnung von der Mundhöhle ausgehend abgeschätzt werden. Bei μ_r -Werten nahe 1,001 ist unabhängig von der jeweiligen Sequenz nur mit minimalen Artefakten in der unmittelbaren Umgebung solcher Objekte zu rechnen. Die hier gewonnenen Erkenntnisse können Grundlage für eine prospektive Studie sein, bei der die Permeabilität direkt intraoral messbar wäre. Bei einer hohen Fallzahl der verschiedenen Sequenzen kann die Korrelation zwischen der Höhe von μ_r und der Diagnostizierbarkeit verschiedenster Strukturen der Kopf-Hals-Region deutlich differenzierter dargestellt werden.

Schlussfolgerung:

Die direkte intraorale Permeabilitätsmessung kann in Zukunft dem behandelnden Radiologen bereits vor einer MR-Bildgebung valide Hinweise auf die zu erwartende Ausdehnung von Artefakten um intraorale Metallobjekte bei verschiedenen MR-Sequenzen geben.

Abstract – English

Introduction:

Due to a lack of information from the manufacturers of metallic orthodontic material it is very difficult to decide whether the material must be removed prior to mri examination to avoid artifacts. We investigated to which extend magnetic permeability can predict size of artifact. We also wanted to know how important this issue is among radiologists and how it is handled.

Methods:

Our project started with a survey including 19 questions among radiologists concerning “metals of the head and neck region and mri examination”. Main topics were work experience, clinical procedure, estimated risk, level of knowledge and further education. The questionnaire was sent via email to approximately 2000 radiologists all over Germany. It was also published in a newsletter of the german association of radiology.

We designed a clinical pilot study to measure the size of artifacts in mr scans around fixed intraoral orthodontic appliances. 30 anatomical structures were evaluated based to their artifact affection. We also considered different sequences. To determine a correlation to magnetic permeability we determined the magnetic permeability of the appliances. Therefore 22 clinical cases from the radiological department of the Charité-Universitätsmedizin-Berlin- Virchow Klinikum from 2014- 2016 were considered. With help from orthodontists, we could determine the intraoral material and after that measure permeability (μ_r).

Results:

As there is lack of information from the manufacturers or other sources concerning orthodontic material the topic is important for radiologists. Further education is also required.

We were able to show in our pilot study that the permeability and artifact size correlate. Therefore, anatomical structures must be regarded due to their distance to the oral cavity. Different kind of sequences must also be considered. That means the measurement of the permeability can predict an estimated size of the artifact using

our model. For $\mu_r = 1,001$ expected artefacts are minimal. They affect structures directly next to the material in every sequence.

In the future there can be created a prospective clinical study with many patients in order to measure permeability prior to mri.

Conclusion:

The directly intraoral performed measurement of permeability can help radiologists. It can give a hint of the expected artifact expansion around orthodontic appliances in mri.

1 Einleitung

In der vorliegenden Arbeit soll die Frage geklärt werden, ob eine bereits unter Laborbedingungen geprüfte Methode zur direkten Messung der magnetischen Permeabilität auf kleinen, intraoral fixierten Metallobjekten sinnvoll in den Praxisalltag am MRT integriert werden kann. Teilergebnisse dieser Arbeit wurden bereits veröffentlicht in:

Kielburg U, Blankenstein FH (2019): Metallobjekte der Kopf-Hals-Region in der Magnetresonanztomographie - Umfrage unter Radiologen. Radiologe 59(10): 906-911

In der Umfrage unter Radiologen gaben 29,7 % der Teilnehmer an, bis zu 5 Patienten mit orthodontischen Metallobjekten pro Monat im MRT zu untersuchen (1). 23,0 % führen bis zu 10 dieser Untersuchungen durch (1). Dies entspricht dem durchschnittlichen Vorkommen am Institut für Radiologie der Charité – Universitätsmedizin Berlin am Campus Virchow-Klinikum. Hier fanden wir für die drei Jahre 2014, 2015 und 2016 Fallzahlen von 52, 34 und 42. Im klinischen Alltag wird an der Charité zunächst ein Probe-MRT durchgeführt. Bei erheblicher Beeinträchtigung der Diagnostizierbarkeit durch die Artefaktgröße wird die Untersuchung abgebrochen und nach Entfernung des Materials erneut durchgeführt. Dies wird auch von der Mehrzahl (79,9 %) der in einer Umfrage befragten Radiologen so gehandhabt (2). Eine Wiederholung von MRT-Untersuchungen gilt es jedoch unbedingt zu vermeiden, wenn Patienten dafür anästhesiologisch betreut werden müssen und die Untersuchung nur unter Sedierung möglich ist (3). Dies gilt insbesondere für Kinder und Patienten mit geistiger Beeinträchtigung. Auch eine MRT-Untersuchung unter Notfallbedingungen erlaubt keine Verzögerung. Als solche Notfallindikationen gelten ein nicht traumatisches Querschnittssyndrom, die zerebrale Ischämie mit unklarer Klinik, pädiatrische Notfälle und die spezielle Weichteildiagnostik (4).

Neben dem zeitlichen Aufwand sind noch weitere Aspekte einer ggf. nötigen Materialentfernung zu beachten. Für Patienten stellt dies einen unkomfortablen und teilweise schmerzhaften Eingriff dar (6, 7). Dieser ist meist sowohl mit zusätzlichen Kosten für die weitere kieferorthopädische Behandlung als auch mit Schäden der Zahnhartsubstanz verbunden (9).

Es wäre also hilfreich, direkt am Patienten bestimmen zu können, ob intraorale Materialien durch ihre Werkstoffeigenschaften diagnostisch relevante Suszeptibilitätsartefakte erzeugen können. Damit könnte eine fundierte Entscheidung zwischen Belassen und Entfernen des Materials getroffen werden. Generell erreicht man eine Artefaktreduktion durch kurze Echozeiten, eine hohe Bandbreite und die Verwendung von Spin Echo (Fast / Turbo) Sequenzen anstelle von Gradientenecho-Sequenzen. Diese Eigenschaften weisen beispielsweise die Sequenzen „WARP“ , „VAT“ (View angle tilting), „SEMAC“ (Slice encoding for metal artifact correction), „MARVIC“ (multi-acquisition variable-resonance image combination) oder „MARS“ (Metal artefact reduction sequence) auf. Die Sequenz „WARP“ wird durch VAT und weitere Feineinstellungen akquiriert. Ein 2017 veröffentlichter Fallbericht zeigt exemplarisch, dass die Sequenz „O-MAR“ (orthopedic metal artifact reduction) durch TSE Erwerb, RF Erregung und Auslesebandbreite die durch kieferorthopädische Brackets verursachte Artefakte so weit reduzierte, dass eine ausreichende Darstellung der Orbita ermöglicht und somit die Entfernung der vorgefundenen orthodontischen Apparatur vermieden werden konnte (5). Eine Verallgemeinerung dieser Ergebnisse ist jedoch unmöglich, weil keinerlei Werkstoffangaben zu den dabei untersuchten Metallobjekten gemacht wurden.

Es ist prinzipiell auch eine manuelle Parameter-Einstellung des MRT-Gerätes möglich. Dafür sind allerdings spezielle physikalische Kenntnisse nötig, über die zumeist nur Medizinphysiker verfügen. Solche Stellen existieren selbst an Universitätskliniken aus wirtschaftlichen Aspekten kaum.

1.1 Wechselwirkungen mit intraoralen Metallobjekten im MRT

In der Kopf-Hals-Region finden sich festsitzende zahnärztliche und kieferchirurgische Produkte wie die Bestandteile orthodontischer Apparaturen, metallische Füll-, Zahnersatz- oder Schienungsmaterialien, Dentalimplantate, Fixationsschrauben sowie Osteosynthesematerial. Schienen, Platten, Schrauben und Dentalimplantate bestehen meist aus Titan. Metallischer festsitzender und herausnehmbarer Zahnersatz wird in Deutschland aus verschiedenen Goldlegierungen (Au, Ag, Pt, Cu, Zn, In, Ir) oder aus Nichtedelmetalllegierung auf der Basis von CoCrMo oder NiCr angefertigt. Für Drahtklammern einfacher Übergangsprothesen wird zumeist ein federharter Stahldraht genutzt. Als metallische Füllungsmaterialien werden neben den vier Goldlegierungs-Typen Palladiumbasis-Legierung (Pd, Ag, Cu), Amalgam

(Ag, Sn, Zn, Hg, Cu, In) und selten auch CoCrMo-Legierungen verwendet. Eine wesentlich größere Bandbreite an Legierungen kommt bei kieferorthopädischen Materialien dazu. Insbesondere sind hier verschiedene Stahlsorten sowie Legierungen aus Titan mit Nickel oder Molybdän zu nennen.

1.1.1 Materialbedingte Grundlagen der Wechselwirkungen

Zwei eng miteinander verbundene Materialeigenschaften bestimmen die meisten Wechselwirkungen mit dem MRT entscheidend: die Permeabilität und die Suszeptibilität. Die Permeabilität μ , eine dimensionslose Zahl, beschreibt die Durchdringbarkeit eines Materials für ein Magnetfeld, sie gibt das Verhältnis der magnetischen Flussdichte zur Feldstärke an. In Bezug auf die magnetische Feldkonstante μ_0 wird diese Zahl als relative Permeabilitätszahl μ_r benannt. Ein hoher μ_r -Wert bedeutet, dass dieses Material durch ein externes Magnetfeld selbst magnetisiert wird.

Die Suszeptibilität χ (Chi - Magnetisierung im äußeren Magnetfeld) beschreibt hingegen nur den Anteil der magnetischen Feldstärke, der vom Material übernommen wird, sie definiert sich als: *Suszeptibilität = Permeabilitätszahl - 1* (26).

Bezüglich dieser beiden Eigenschaften unterscheidet man diamagnetische, paramagnetische und ferromagnetische Materialien:

Die Suszeptibilität paramagnetischer Stoffe ist größer als 1, da eine Ausrichtung in Richtung des externen Magnetfelds stattfindet. Diamagnetische Stoffe richten sich entgegen des externen Magnetfelds aus, sodass die Suszeptibilität kleiner als 1 ist. Supraleiter weisen eine Suszeptibilität von -1 auf und sind damit ideale Diamagneten.

Ein diamagnetischer Stoff wie z.B. Wasser ist chemisch inert und besitzt keine unpaaren orbitalen Elektronen, wohingegen eine paramagnetische Substanz, wie z.B. das als Kontrastmittel verwendete Gadolinium unpaare orbitale Elektronen besitzt. Gadolinium führt dazu, dass Protonen, v.a. Wasser, im MRT in der unmittelbaren Kontrastmittelumgebung schneller relaxieren und somit ein größerer Kontrastunterschied zum umgebenden, nicht mit Kontrastmittel perfundierten Gewebe entsteht (6).

Die Suszeptibilität diamagnetischer Stoffe wird im Minusbereich angegeben, da das entstandene Magnetfeld entgegengesetzt zum äußeren Magnetfeld angeordnet ist

(7). Paramagnetische Stoffe verstärken das äußere Magnetfeld und haben eine positive Suszeptibilität (6, 10).

Ferromagnetische Materialien (z.B. Eisen) besitzen unpaare orbitale Elektronen, verstärken das äußere Magnetfeld und behalten ihre magnetische Eigenschaft auch außerhalb des Magnetfeldes bei (6, 10). Einzelne Legierungsbestandteile übertragen ihre ursprüngliche magnetische Eigenschaft jedoch nicht immer auf die magnetische Eigenschaft ihrer Legierung. Beispielsweise verringert die Zulegierung von Nickel die Permeabilität von Edelstählen, obwohl es als Einzelelement hoch permeabel ist. In einer Untersuchung verschiedener Edelstahlarten wurde auch deutlich, dass für den gleichen Chromgehalt deutliche Unterschiede in der Permeabilität gemessen werden konnten (8).

Auch die elektrische Leitfähigkeit der in das MRT eingebrachten Materialien spielt bei der Entstehung von Wechselwirkungen eine Rolle. Generell zeigen Edelmetalle eine hohe elektrische Leitfähigkeit und verursachen weniger Magnetfeld-inhomogenitäten, weniger Signalverlust und geringere Bildartefakte als Nicht-Edelmetalle, welche eine niedrige elektrische Leitfähigkeit aufweisen und mehr Magnetfeldinhomogenität, einen größeren Signalverlust und größere Bildartefakte mit sich bringen. Bei sehr niedrig suszeptiblen Metallen bzw. Legierungen tritt dieser Aspekt der Artefaktauslösung durch Induktion von Wirbelströmen in den Vordergrund. Diese Artefakte betreffen allerdings nur die unmittelbare Umgebung der Objekte (9). Sie sind insbesondere bei speziellen kieferchirurgischen Fragestellungen z.B. zur Darstellung der periimplantären Knochenstruktur relevant.

1.1.2 Aspekte der MRT Sicherheit

Bezogen auf eine Exposition im MRT werden metallhaltige Produkte in MRT-sicher, -bedingt sicher und -unsicher eingeteilt. „Sicher“ bedeutet, dass keinerlei Wechselwirkungen zwischen einem Produkt und den verschiedenen Magnetfeldern zu erwarten sind, „bedingt sicher“ bedeutet, dass dies nur unter bestimmten und auch ausgewiesenen Bedingungen gilt. „Unsicher“ bedeutet, dass Wechselwirkungen in der MRT-Umgebung zu erwarten sind, wodurch ggf. sowohl Patienten als auch das anwesende Personal gefährdet sind.

Leider fehlen beim überwiegenden Teil der intraoral angewendeten medizinischen Metallobjekte klare Herstellerangaben zur MR-Sicherheit dieser Produkte. Selbst

die hierfür nur wenig aussagekräftige Legierungszusammensetzung wird in der Regel nur mit Pauschalwerten für die jeweiligen Legierungsbestandteile angegeben und höchst selten im Detail veröffentlicht. Dies kann problematisch sein, wenn vor Ort zu entscheiden ist, ob Brackets trotz korrekter Haftung entfernt werden müssen, weil mit großen, die Diagnostik beeinträchtigenden Artefakten zu rechnen ist.

Die SAR (spezifische Absorptionsrate) gibt die Absorption elektromagnetischer Strahlung in Watt/Kilogramm in einem Magnetfeld an, die zur Erwärmung des Körpers führt. Die SAR ist abhängig von der Feldstärke, der Stromdichte und der Temperaturentwicklung im Gewebe. Es konnte gezeigt werden, dass selbst eine SAR von 6 W/kg bei intakter Thermoregulation des Patienten keine Erhöhung der Körpertemperatur verursacht (10). Auch im 7 T MRT wird versucht, einen Wert von 4 W/kg nicht zu überschreiten. So sind spezielle schnelle Hochfrequenzimpulse entwickelt worden, um die SAR niedrig zu halten (11).

Das Problem der Erhitzung körperfremden Materials während einer Untersuchung wurde an verschiedenen Implantaten geprüft und folgend für zahnärztliches Material beschrieben. Eine Temperaturerhöhung von über 10°C länger als 1 Minute kann zu Schäden an parodontalen Strukturen führen (12). Es konnte in der 3 T MRT in Brücken eine maximale Temperaturerhöhung um 1,8°C gemessen werden, in Zahnersatz, der den gesamten Zahnbogen umspannt 1,59°C und in einer festsitzenden Zahnspange 2,61°C (13). Dies stellt kein Sicherheitsrisiko für das angrenzende Gewebe dar, dennoch wird empfohlen, den Bogen der Zahnspange abzudecken oder zu entfernen (21). Für eine Feldstärke von 1,5 T wurde eine Erwärmung von <1°C gemessen, welche unschädlich für das Gewebe ist (14).

Eine Untersuchung im 3 T MRT ergab, dass durch das Magnetfeld Abzugskräfte zwischen 0,3 und 3 N entstehen, was weit unterhalb der Retention von Dentalzementen (48-150 N) liegt (21). Bei korrekter Haftung ist demnach eine Ablösung metallischer Objekte durch die Untersuchung unmöglich (20). Es gilt jedoch, die Haftung manuell zu überprüfen. Im 1,5 T MRT wurden ablösende Kräfte von bis zu 0,27 N gemessen, die, verglichen mit der Retentionskraft, zu vernachlässigen sind (14).

Abzugsgrenzen von der MRT-Sicherheit ist die MRT-Kompatibilität, welche eine mögliche Beeinträchtigung der Diagnostik durch Artefakte beschreibt.

1.1.3 Entstehung von Suszeptibilitätsartefakten

Suszeptibilitätsartefakte entstehen durch lokale Magnetfeldinhomogenität am Übergang zwischen unterschiedlich magnetischen Geweben oder von Fremdkörpern zum Gewebe. Gradientenecho-Sequenzen wie Echo Planar Imaging (EPI) sind hierfür besonders anfällig (16).

Auf die magnetische Suszeptibilität bezogen gelten nichtmetallische Dentalprodukte als MR-kompatibel. Shellock untersuchte exemplarisch Komposite, Sealer, Zirkonoxid, Polyalkenoatzement (Glasionomere) und Guttapercha (6). Nur bedingt kompatibel sind Gold- und Nickel-Titan Legierungen sowie Amalgam, da es zu eng umschriebenen lokalen Artefakten kommen kann (10). Nicht MR-kompatibel mit einer starken Artefaktbildung sind martensitische und ferritische Stähle, welche an ihrer höheren Zulegierung von Chrom und Molybdän erkennbar sind (10, 8). Es konnte in einer in vitro Studie gezeigt werden, dass Brackets aus Ti, NiTi und CoCr im Spinecho keine Artefakte und im Gradientenecho nur geringe Artefakte produzieren (17).

Bezogen auf die Artefaktentstehung können die Dentalmaterialien in vier große Gruppen unterteilt werden:

- 1.) Die verschiedensten Dentalkeramiken und hochgoldhaltigen Legierungen zeigen keine Magneteigenschaft (18). Sie werden in der MR-Bildgebung 1:1 und ohne Störung benachbarter Strukturen abgebildet.
- 2.) Titan, der aktuell immer noch wichtigste Werkstoff für dentale Implantate, Fixationsschrauben und Osteosynthesematerial, führt zu einer geringen Artefaktbildung in der unmittelbaren Umgebung (19, 20). Ursächlich sind Wirbelströme im Material selbst, die durch ein entgegengesetztes Magnetfeld entstehen (9).
- 3.) Zahnärztlich prothetische bzw. gesichtsepithetische Magnetattachments bzw. die in einigen Systemen erforderlichen, stark ferromagnetischen Gegenanker („Keeper“) bewirken in der MRT die stärkste Artefaktbildung. Bei 1,5 bzw. 3,0 T fanden sich Artefaktradien von 7,5 bis 10 cm. Dabei ist das Artefaktvolumen bei Gradientenecho-Sequenzen deutlich größer als bei Spinecho-Sequenzen (21). Bei diesen Minimagneten kann in Abhängigkeit von ihrer Lage zur z-Achse des Hauptfeldes B_0 eine weitere, hier bisher ungenannte Wechselwirkung auftreten: die Verminderung oder Umpolung des Magnetfeldes dieser Attachments. Es konnte jedoch gezeigt

werden, dass moderne, hoch koerzitive Permanentmagnete ihr Eigenfeld im 1,5 T MRT weitestgehend erhalten und dass sie, falls es im 3 T MRT zu relevanten Flussdichteveränderungen kommt, ausgegliedert und mehrfach ohne Haltekraftverluste remagnetisiert werden können (22).

4.) Edelstähle stellen hier eine große und gleichzeitig inhomogene Gruppe dar, denn deren Permeabilität hängt vom jeweiligen Gefüge ab. Austenite gelten als unmagnetisch, was sich an μ_r -Werten von unter 1,01 zeigt. Martensite und insbesondere die Ferrite sind deutlich höher permeabel und erzeugen entsprechend größere Artefakte.

Problematisch ist jedoch die bei einigen Austeniten bestehende Möglichkeit der Martensitbildung durch Kaltverformung, was auch bei der Herstellung kieferorthopädischer Brackets auftreten kann, aber makroskopisch nicht erkennbar ist. Dadurch können ursprünglich als unmagnetisch deklarierte Objekte massiv störende Bildgebungsartefakte erzeugen. Dementsprechend fanden sich bei Untersuchungen von Edelstahl-Brackets hinsichtlich der durch sie ausgelösten Artefakte große Unterschiede (8, 17, 23). Deshalb reicht selbst die Kenntnis des ursprünglichen Gefüges nicht aus, eine etwaige Artefaktbildung durch Stahlprodukte sicher vorherzusagen (8).

Ein geeigneter Prädiktor für die Entstehung und Ausdehnung von Artefakten in der MR-Bildgebung könnte demnach die Bestimmung der relativen magnetischen Permeabilität direkt auf den fraglichen Objekten sein.

Blankenstein et al. untersuchten 21 verschiedene orthodontische Produkte am Phantom im 1,5 T MRT. Dabei zeigte sich, dass die Permeabilität mit der Artefaktgröße korreliert und anhand von approximierten Kurven eine qualitative Vorhersage der Artefaktentstehung und -ausdehnung möglich ist (17). An dieser für zwei typische GE- und TSE-Sequenzen erstellten Kurven war ablesbar, ab welcher Entfernung vom Objekt sicher mit artefaktfreien Strukturen zu rechnen ist. Inwiefern diese Daten auch zur klinischen Abschätzung der Artefaktgröße anwendbar sind, war Gegenstand der hier nachfolgend beschriebenen Pilotstudie.

1.1.4 Metallunabhängige Störgrößen in der MRT

Systembedingte Inhomogenitäten des Magnetfelds entstehen durch elektromagnetische Strahlung. MRT Geräte sind deswegen wie ein Faraday'scher Käfig weitestgehend abgeschottet gegenüber elektromagnetischer Strahlung (7,16).

Bei verschiedenen aneinandergrenzenden Geweben können durch die unterschiedliche Anregung der jeweiligen Gewebe im Magnetfeld am Kantenübergang sogenannte Gibbs-Artefakte durch den Ringing-Effekt entstehen. Eine periodische Oszillation parallel zu Gewebeübergängen erzeugt einzelne Amplitudenpeaks, die durch Filter abgefangen werden können (5). Überfaltungsartefakte (,aliasing') entstehen durch den Empfang von außerhalb des Bildfeldes gelegenen Signalen, können aber durch doppelte Datenabtastung vermieden werden (5).

Durch Bewegungen während der MRT-Scans entstehen Bewegungsartefakte. Man unterscheidet zwischen ,Geisterbildern', die durch periodische Bewegungen wie z.B. den Puls oder die Atmung entstehen und ,Verschmierungen', die durch aperiodische Bewegungen z.B. der Augen entstehen (16). Je stärker das Magnetfeld, desto anfälliger sind die Sequenzen. So sind Bewegungsartefakte beim 3 T oder 7 T MRT ausgeprägter als beim 1,5 T MRT (24).

Konturenartefakte entstehen durch chemische Verschiebung an der Fett-Wasser-Grenze, wenn sich die Spins in Gegenphase befinden. Es entstehen Quermagnetisierungen, die ein vermindertes Signal bedingen und somit Artefakte entstehen lassen (5).

Bei Relierartefakten werden Signale der Fett- und Wasser Protonen eines Voxels durch chemische Verschiebung verschiedenen Voxeln zugeordnet. Durch Fettunterdrückung kann dies vermieden werden (5).

Artefakte können auch durch Blutungsresiduen intrazerebral in der T2 Wichtung und bei Funktionssequenzen, wie z.B. BOLD (Blood oxygenation level-dependent) entstehen. Abhilfe ist hier durch Nutzung einer 3D Fast GRE (Gradient Echo) Sequenz möglich (25).

Die magnetische Hauptfeldstärke hat auch Einfluss auf die Größe des Artefaktes. So ist die Artefaktanfälligkeit bezogen auf die Suszeptibilität und Bewegung bei 1,5 T geringer als bei 3 T. Somit ist ein 1,5 T MRT besser geeignet, bewegungsanfällige Bereiche wie Abdomen und Thorax darzustellen. Ein wesentlicher Nachteil des 1,5

T MRT ist dagegen die gegenüber 3 T schlechtere Bildauflösung. Außerdem erweisen sich eine geringere Voxelgröße sowie ein besseres Signal-Rausch Verhältnis bei 3 T als vorteilhaft. Folglich ist zur Darstellung des Viszero- und Neurokraniums das 3 T MRT besser geeignet. Soweit es die technische Ausstattung erlaubt, wird an der Charité-Universitätsmedizin Berlin das 3 T MRT standardmäßig zur Untersuchung des Kopf-Hals Bereichs und bei Kindern angewandt.

Die Entwicklung des klinisch zugelassenen 7 T MRT ermöglicht eine noch präzisere Darstellung durch eine verbesserte Bildqualität, auch bei der Funktions-MRT. Dies wird vor allem durch eine noch kleinere Voxelgröße und ein höheres Signal-Rausch Verhältnis erreicht (26). Die Anfälligkeit für Suszeptibilitätsartefakte nimmt allerdings auch zu (26).

Auch die jeweils akquirierte Sequenz spielt eine wichtige Rolle bei der Ausprägung eines Artefaktes. So sind Gradientenecho-Sequenzen, die sich durch Schnelligkeit und geringere räumliche Auflösung ausweisen, artefaktanfälliger als Spinecho-Sequenzen. Durch eine kurze TE (Echozeit) und TR (Repetitionszeit) entsteht eine vergleichsweise schnelle Gradientenecho Sequenz, deren Anfälligkeit für Bewegungsartefakte sinkt. Lokale Magnetfeldinhomogenitäten, wie z.B. durch Ferromagneten ausgelöst, können bei einer Gradientenechosequenz wie beispielsweise EPI (Echo planar imaging) nicht ausgeglichen werden und führen zu Signalverlusten (16). EPI zeichnet sich dadurch aus, dass in einer Anregung alle Daten gesammelt werden. Dies stellt die schnellste Bildgenerierung im Bereich der Gradientenecho-Sequenzen dar (27). Durch die geringe Bandbreite der EPI-Sequenz entstehen zusätzliche Verzerrungen in der Phasenkodierung, was die besonders große Artefaktausprägung begründet (16). Gradientenechosequenzen werden im Kopf-Hals-Bereich vor allem zur Darstellung der Diffusion, der kranialen Perfusion und des Volumens der Liquorräume verwendet (27). Generell gilt, dass eine T2 Wichtung eine längere Echozeit (TE) hat, was zu einer stärkeren Ausprägung von Suszeptibilitätsartefakten führt. In der axialen Darstellung zeigen Artefakte oft ein zirkuläres Muster, in der sagittalen Darstellung ein kleeblattähnliches Muster (28).

1.2 Ziele und Hypothesen

Durch die große Diversität intraoraler Materialien und die regelhaft fehlenden oder schwierig zu recherchierenden Herstellerinformationen wird die Abschätzung der zu erwartenden Artefakte nahezu unmöglich. Die Entscheidung, ob und welche Materialien vor einer Untersuchung entfernt werden müssen, sollte aber auf einer validen Basis erfolgen. Unser Ziel war die Prüfung, ob der in einer Phantomstudie von Zachriat et al. gefundene Zusammenhang zwischen der relativen magnetischen Permeabilität kleiner intraoraler Metallobjekte und der von ihnen ausgelösten Suszeptibilitätsartefakte auf die klinische Situation übertragbar und dort auch zur Vorhersage solcher Artefakte geeignet ist (4).

Die folgenden Fragen und Hypothesen waren im Rahmen einer Voruntersuchung und einer retrospektiven Pilotstudie in dieser Dissertation zu beantworten.

- 1) Ist das Thema der Artefaktentstehung um orthodontische Apparaturen praxisrelevant und gibt es unter Radiologen einen entsprechenden Bedarf an Fortbildung sowie Werkstoffinformationen?
- 2) Welche Quellen nutzen die Radiologen bei der Materialrecherche vor MRT und wie wird im klinischen Alltag bei solchen Fällen verfahren?
- 3) Die Hypothese dieser Arbeit lautete: Die vor einer MR-Untersuchung direkt auf intraoral fixierten Metallobjekten gemessenen Permeabilitätswerte bieten eine deutlich bessere, weil materialspezifische Grundlage für die Entscheidung über Belassen oder Entfernen solcher Produkte, als die bisher üblichen Empfehlungen.

2 Voruntersuchung: Umfrage unter Radiologen¹

2.1 Einleitung

Unsere 2017/2018 durchgeführte Umfrage unter Radiologen sollte vier Fragen beantworten:

Wie häufig stehen Radiologen vor dem Problem, bei Patienten mit intraoral feststehenden Metallobjekten eine MRT durchzuführen?

Wie hoch schätzen Radiologen die verschiedenen Risiken von Wechselwirkungen zwischen zahnärztlichen und kieferchirurgischen Objekten mit dem MRT ein?

Wie schätzen Radiologen die Fortbildungssituation zu dieser Thematik ein?

Wo recherchieren Radiologen die Magneteigenschaften intraoraler Objekte und halten sie eine direkte Permeabilitätsmessung auf solchen Objekten für sinnvoll?

2.2 Methodik

Der durch die Zeitschrift „Der Radiologe“ im September 2017 veröffentlichte und durch den „Berufsverband Deutscher Radiologen“ (BDR) an seine rund 1800 Mitglieder versandte Fragebogen bestand aus vier Abschnitten.

Im ersten Abschnitt wurde die Erfahrung der Studienteilnehmer am MRT, die jeweils verwendeten Feldstärken sowie die Anzahl der Kopf- Hals Untersuchungen mit und ohne metallische Apparaturen erfragt.

Der zweite Abschnitt beschäftigte sich mit der klinischen Handhabung solcher Fälle. Dabei wurde auch eruiert, welcher Fachvertreter bei unklaren Fällen zu Rate gezogen und wer um eine ggf. notwendige Materialentfernung gebeten wird.

¹ Das Kapitel 2: „Umfrage unter Radiologen“ wurde durch die Autorin bereits für eine separate Veröffentlichung erstellt: Kielburg U, Blankenstein FH (2019): Metallobjekte der Kopf-Hals-Region in der Magnetresonanztomographie. Radiologe 59(10):906-11. Die Verfasserin der vorliegenden Dissertationsschrift erbrachte als Erstautorin: Miterstellung des Fragebogens, Datenerhebung und Analyse, Mitformulierung des Manuskripts.

In Teil drei wurde die Risikoeinschätzung der MRT-Ärzte um Produkte evaluiert und dabei konkret nach den Gefahren einer Erhitzung und Ablösung metallischer Objekte sowie der zu erwartenden Artefaktentstehung durch MKG-chirurgische Materialien im 1,5 und 3 Tesla-Gerät gefragt.

Der letzte Abschnitt war der Zufriedenheit mit den aktuell verfügbaren Informationen von Herstellern und Literatur gewidmet. Hier wurde ein etwaiger Fortbildungsbedarf erfragt und auch das Interesse an einer zu entwickelnden direkten intraoralen Messung der Magnetisierbarkeit medizinischer Materialien ermittelt.

Um die Reichweite dieser Umfrage zu erhöhen, wurden die radiologischen Institute aller deutschen Universitätskliniken und Kliniken der Maximalversorgung gesondert angeschrieben.

Die Zustimmung der Ethik-Kommission der Charité war nach Konsultation nicht notwendig.

Die Daten wurden mithilfe des Programmes IBM SPSS Statistics, Version 25 analysiert, es wurde sowohl eine deskriptive als auch schließende Auswertung erstellt.

2.3 Ergebnisse

Deskriptive Auswertung

Innerhalb von 16 Wochen gingen 74 Antwortbögen ein, was etwa einer Response Rate von 3,7 % entspricht. Tabelle 1 zeigt die Häufigkeit von Überweisungen zur MRT-Untersuchung mit intraoral fixierten Metallobjekten.

Tabelle 1: MRT Untersuchungen mit intraoralen Metallen pro Monat

1/ Monat	bis 5/ Monat	bis 10/ Monat	bis 20/ Monat	über 20/ Monat
25,7 %	29,7 %	23 %	6,8 %	14,9 %

Der Großteil der Umfrageteilnehmer (79,7 %) würde beim Vorhandensein intraoraler Metallobjekte mit unbekannter Eigenschaft die MRT Untersuchung zunächst davon ungeachtet durchführen und dann für den Fall, dass die ROI von auftretenden Artefakten betroffen sein sollte, das Material für eine erneue MRT Untersuchung

entfernen lassen. Ansprechpartner bei Fragen zur MR-Sicherheit und -Kompatibilität dieser speziellen Produkte wäre für 70,3 % der Radiologen primär der behandelnde Kieferorthopäde. Diesen würden auch 83,6 % im Routinefall um die Entfernung des Materials bitten. Im Notfall dagegen würden sich die meisten Radiologen (46,6 %) an einen MKG Chirurgen wenden.

Das Risiko einer Erhitzung oder Ablösung korrekt befestigter intraoraler Metallobjekte bei 1,5 und 3 T wurde speziell bei 3 T deutlich zu hoch eingeschätzt (Tabelle 2).

Tabelle 2: Risikoeinschätzung bezüglich Kraftwirkung und Erwärmung intraoraler Metallobjekte (keine Mehrfachnennung möglich)

	kein Risiko	beachtenswertes Risiko	sehr hohes Risiko
Ablösung korrekt befestigter Materialien bei 1,5 T	83,6 % *	16,4 %	0 %
Ablösung korrekt befestigter Materialien bei 3 T	43,3 % *	46,7 %	10,0 %
Klinisch spürbare Erhitzung bei 1,5 T	57,5 % *	41,1 %	1,4 %
Klinisch spürbare Erhitzung bei 3 T	22,0 % *	54,3 %	23,7 %

*:Literaturgestützt die richtige Antwort (17, 29)

Bei der Frage nach der zu erwartenden Artefaktausdehnung um einige MKG-typische Metallobjekte (Tabelle 3) zeigte sich eine deutliche Überschätzung bei den heute überwiegend aus Titan gefertigten Osteosyntheseplatten und Schrauben. Die ebenfalls nur geringe Umgebungsartefakte erzeugende Fixationsschiene nach Schuchardt aus einem austenitischen Edelstahl konnte ein Viertel der Studienteilnehmer nicht bewerten. Die anderen Teilnehmer überschätzten die von ihr ausgehende Diagnostik-Einschränkung ebenso deutlich wie zuvor bei den Titanprodukten. Dagegen wurden Distraktoren, bei denen für die mechanisch höher beanspruchten Gewindeteile mitunter martensitische Stähle verwendet werden, etwas zu „harmlos“ bewertet. Auch hier wollte sich ein Viertel der Teilnehmer nicht festlegen.

Tabelle 3: Einschätzung der Artefaktausdehnung um typische kieferchirurgische Metallobjekte (Mehrfachnennungen möglich)

Ausdehnung der Artefakte Metall-Objekte	unmittelbare Umgebung	Viszerokranium	Neurokranium	HWS	weiß nicht
Osteosynthese-Platten	91,9 % *	68,9 %	35,1 %	31,3 %	4,1%
Fixations-Schrauben	91,9 % *	55,4 %	16,2 %	6,8 %	6,8 %
kieferchirurgische Distraktoren	71,6 % *	66,2 % *	27,0 % *	13,5 % *	24,3 %
Fixationsschiene der Zahnreihen	73,0 % *	60,8 %	31,3 %	13,5 %	25,7 %

*: korrekte Antwort, gestützt durch Literaturdaten (17, 29) und eigene Messungen

Die in einer in vitro Studie (4) bestimmte Artefaktreduktion mit Hilfe der Sequenz WARP von bis zu 30 % schätzte ein Drittel der Umfrageteilnehmer richtig ein. Die Fehleinschätzungen verteilten sich wie folgt.

- diagnostisch kaum relevant: 10,8 %
- Reduktion nur bis zu 10 %: 12,2 %
- Reduktion bis zu 50 %: 24,3 %
- Reduktion bis zu 70 %: 13,5 %

Bei den Informationsmöglichkeiten zur Frage der Artefaktauslösung zeigte sich die allgemeine Unzufriedenheit unter den Radiologen. Eine konkrete Fortbildung zum Thema wünschten sich 78,4 % der Teilnehmer. 82,4 % hätten gerne eine spezielle Liste zu MR-Kompatibilität zahnärztlicher und MKG-Chirurgischer Materialien. Nahezu alle Teilnehmer (97,3 %) forderten eine allgemeine Deklarationspflicht der magnetischen Eigenschaft durch die Hersteller.

Als wichtigste aktuell bestehende Informationsquellen zur Sicherheit und Kompatibilität konkreter Metall-Implantate gaben 59,2 % der teilnehmenden Radiologen das Standardwerk „Shellock“ an.

Als ersten Ansprechpartner zur MR-Sicherheit und -Kompatibilität unbekannter Metallobjekte im Kiefer-Gesichts-Bereich nennen 70,3 % der beteiligten Radiologen den jeweiligen Kieferorthopäden, welcher die Objekte einbrachte und 39,2 % einen

Fachvertreter dieses Kollegen, 43,8 % würden sich die gewünschten Auskünfte vom Hersteller holen.

Nur 8,8 % würden den ärztlichen Vorgesetzten konsultieren, das entspricht 5 Studienteilnehmern. Es handelte sich dabei um einen Weiterbildungsassistenten, zwei Angestellte in freien Praxis und zwei angestellte Fachärzte in einer Klinik. Obwohl hier Mehrfachnennungen möglich waren, wird deutlich, dass der Vorgesetzte nicht primär konsultiert wird.

Bei der Frage, welche Metallobjekte sicherheitshalber zu entfernen sind, wählten 52,7 % die Antwortoption „alle“ aus. 40,5 % würden dies grundsätzlich auf Edelstahl-Produkte beschränken, 9,5 % würden nur Objekte aus speziellen Stahlsorten herausnehmen lassen, gaben jedoch keine dieser Sorten an.

45,9 % halten vorhandene Listen wie den „Shellock“ für nicht ausreichend, 40,5 % für ausreichend und 13,5 % sind sich unsicher.

40,5 % der Studienteilnehmer hätten Interesse an einer denkbaren direkten Permeabilitätsmessung auf fraglichen Objekten. Dies wird vor allem von erfahrenen Kollegen unterstützt, von denen 73 % pro Monat 80 oder mehr MR-Untersuchungen der Kopf-Hals-Region durchführen. Das Durchschnittsalter der an einer direkten Permeabilitätsmessung Interessierten betrug 49,6 Jahre, was sich unwesentlich von der Gruppe der nicht Interessierten (50,7 Jahre) unterscheidet.

Schließende Auswertung

Es zeigte sich eine signifikant positive Korrelation zwischen der Erfahrung und der Einschätzung des Artefaktrisikos. So wurde bei länger bestehendem MRT-Schwerpunkt der maximale Artefaktradius um ferromagnetische Materialien im 3 T MRT richtig auf bis zu 10 cm geschätzt ($p=0,006$). Bezüglich der Einschätzung der Artefaktbildung um MKG-Produkte konnte nur für Osteosyntheseplatten eine positive Korrelation zur Berufserfahrung aufgezeigt werden (langjähriger Facharztstatus $p<0,001$, MRT-Schwerpunkte $p=0,036$, sehr häufige Kopf-Hals Scans $p=0,017$). Mit größerer Berufserfahrung werden Osteosyntheseplatten korrekt als unbedenklich für die Diagnostik des Neurokraniums eingestuft. Darüber hinaus zeigten sich einige Tendenzen. So ist für Ärzte mit größerer Erfahrung (längere Facharztstätigkeit und längerer Schwerpunkt MRT) das hier behandelte Thema in der radiologischen Weiterbildung ausreichend vertreten. Dennoch wurde von etwas mehr als der Hälfte

dieser Gruppe eine Fortbildung gewünscht. Einer direkten intraoralen Permeabilitätsmessung standen 40,5 % der Befragten offen gegenüber, wobei es sich hier überwiegend um erfahrene Kollegen handelt (73 % der Interessierten führen bis zu 80 oder mehr Kopf-Hals-MRT pro Monat durch). Interesse an einer Fortbildung zeigten auch 70 % der Umfrageteilnehmer, die eine intraorale direkte Permeabilitätsmessung für nicht sinnvoll erachten.

2.4 Diskussion

Die Bruttoreichweite der Umfrage beträgt ca. 35 %. Es wurden etwa 2000 von insgesamt rund 6.800 Radiologen in Deutschland angesprochen. 3,7 % dieser Kollegen nahmen an der Umfrage teil, was 1 % aller Radiologen in Deutschland entspricht. Damit liegt die Auswertung am statistischen Minimum. Dies führte dazu, dass, abgesehen von der deskriptiven Statistik, nur Tendenzen herausgearbeitet werden konnten.

Die geringe Teilnehmerzahl könnte auch auf einem gewissen Ressentiment gegenüber einer Umfrage durch Vertreter einer anderen Fachdisziplin beruhen. Inwiefern, wie erbeten, die auf Literaturdaten gestützten Fragen ohne eine vorherige Recherche beantwortet wurden, bleibt unklar.

Da in der aktuellen Literatur keine Angaben zur Prävalenz nicht auswertbarer MRT-Untersuchungen der Kopf-Hals-Region zu finden sind, sollte diese Umfrage einen Überblick über die Häufigkeit dieser Problematik geben. Es wurde deutlich, dass das Thema klinisch von Bedeutung ist, da 23 % der Befragten mehr als 10 Fälle pro Monat, und 21,7 % bis zu 20 oder mehr als 20 Fälle pro Monat nannten.

Für die Materialentfernung präferieren die Radiologen, falls der behandelnde Kieferorthopäde selbst nicht zur Verfügung steht, einen MKG-Chirurgen. Dies erscheint naheliegend, weil diese Fachrichtung durch die Doppel-Approbation das Bindeglied zur Zahnmedizin darstellt und dort am ehesten das nötige Instrumentarium zur Verfügung steht.

Im Abschnitt zur Risikoeinschätzung wird deutlich, dass die Gefahr der Ablösung metallischer Objekte durch Translations- oder Rotationskräfte im MRT zu hoch eingeschätzt wird. Die Datenlage zeigt, dass die bei korrekter Befestigung wirkende Haftkraft auch im 3 T Hauptfeld durch Torsions- oder Verschiebekräfte bei weitem

nicht überschritten wird (15). Durch eine einfache manuell oder mit Hilfe einer Pinzette durchführbare Überprüfung der Haftung fraglicher Objekte kann deren korrekte Retention sofort festgestellt werden. Auch die Erhitzung des Materials wurde entgegen den eindeutigen Literatur-Belegen deutlich überschätzt (23, 28). Selbst bei 7 T spielt die Erwärmung keine Rolle (30).

Die Einschätzung der Artefaktausdehnung um MKG-chirurgisches Material zeigte einige Unsicherheiten. So wurde vermutet, dass Materialien aus Titan größere Artefakte auslösen. Es ist jedoch belegt, dass um Titanobjekte nur kleinste, die unmittelbare Umgebung im Millimeterbereich betreffende Artefakte durch Wirbelströme entstehen (9, 20).

Im vierten Abschnitt der Umfrage wird die allgemein unsichere Informationssituation der Radiologen bezüglich der orthodontischen Produkte deutlich. 43,2 % der Teilnehmer nannten als Informationsquelle den „Shellock“, nur die Hälfte dieser Radiologen hält dieses Standardwerk zur MR-Sicherheit bei intraoralen Produkten für ausreichend. Die aktuelle Version dieses seit Jahrzehnten bewährten Nachschlagewerks für die hier besprochenen Objekte ist mittlerweile veraltet. Die im Abschnitt „Dental Implants, Devices and Materials“ aufgeführten 32 Produkte spielen in der zahnärztlichen Praxis aktuell kaum eine Rolle. Dreizehn Produkte wurden vor dem Jahr 1990 bewertet, neun Produkte sind nicht mehr auf dem Markt erhältlich, bei dreien handelt es sich um hier irrelevante Nichtmetalle (10, 35). Dagegen ist die MR Kompatibilität von sechs aufgeführten und auch heute noch relevanten Produkte aus Titan und Silber (inklusive Silberamalgam) längst als bekannt vorauszusetzen (10). Bei einem Produkt handelt es sich um einen Mikrochip zum Auffinden herausnehmbaren Zahnersatzes (10). Es ist also davon auszugehen, dass die Recherche unbekannter intraoraler Materialien mittels „Shellock“ keine Erkenntnisse bringt.

Dazu passend ergibt sich, dass sich 73 % der mit den internetbasierten Information (also in erster Linie mit dem „Shellock“) zufriedenen Radiologen eine neu zu erstellende Liste mit MR-Kompatibilitätshinweisen zu den zahnärztlichen und kieferchirurgischen Materialien wünschten. Sogar 77 % der „Shellock-Zufriedenen“ zeigten zusätzlich Interesse an einer gezielten Fortbildung.

Die Erkenntnis dieser Umfrage ist jedoch nicht, dass die Radiologen ihre Fortbildung zu diesem speziellen Thema vernachlässigten. Es ist viel mehr von einer Informationsvernachlässigung gegenüber den Radiologen zu sprechen. Eine Vielzahl der

Produkthersteller scheinen klare Aussagen zu deren MR-Kompatibilität als Firmen-geheimnis zu betrachten. Die angesichts der hohen Diversität orthodontischer Bau-teile bei jedem Patienten individuell nötige Produktrecherche ist in der klinisch-radi-ologischen Routine kaum zu leisten, was wir im Zuge unserer Materialrecherche für die darauffolgende klinisch retrospektive Studie mehrfach erfahren mussten. Dies gilt ebenso für die Informationsbeschaffung durch die behandelnden Kieferorthopä- den, weshalb sie den anfragenden Radiologen i.d.R. kaum helfen können.

Auch bei kritischer Betrachtung der aktuellen Literatur zeigt sich ein methodischer Mangel. Es wird viel zu selten berücksichtigt, dass Edeltähle in Abhängigkeit ihres Gefüges verschiedenste magnetische Eigenschaften aufweisen (14, 15). Mitunter werden dann auch die magnetischen Eigenschaften einzelner Legierungselemente anstelle der Legierung betrachtet, oder nur ein Bracket stellvertretend für „Edelstahl-Produkte“ untersucht (31, 32, 33, 34).

Limitierend waren die relativ geringe Teilnehmerzahl an der Umfrage und die Tat-sache, dass nicht überprüft werden konnte, ob die literaturbasierten Fragen wie ge-fordert ohne vorherige Literaturrecherche beantwortet wurden.

Zusammenfassend konnte festgestellt werden, dass wegen der mangelhaften Infor-mation aus Industrie und Wissenschaft auch der allgemeine Kenntnisstand der Ra-diologen zu diesem speziellen Problem limitiert ist. Die einheitliche Forderung nach einer Deklarationspflicht der Hersteller ist ein deutliches Signal an die Standesver-treter, hier aktiv zu werden. Da es aber schwer vorstellbar erscheint, dafür die aktu-elle Medizinprodukteverordnung zu ändern, gelangt eine relativ einfache Methode in den Fokus, die Messung der magnetischen Eigenschaften solcher Metallobjekte direkt intraoral vor einer anstehenden MR-Untersuchung.

3 Retrospektive Pilotstudie: Korrelation von Permeabilität und diagnostischer Einschränkung bei verschiedenen MRT-Sequenzen

Durch eine retrospektive Auswertung der MR-Bildgebungen verschiedener Patienten sollte anschließend geklärt werden, ob die Kenntnis der Permeabilitätswerte vor einer MRT-Untersuchung die Anzahl nicht diagnostizierbarer Scans einerseits und die möglicherweise unnötige Materialentfernung andererseits hätte verringern können, weil eine Vorhersage zur Ausprägung eines Artefakts möglich gewesen wäre.

3.1 Material und Methode

3.1.1 Rekrutierung der Studienteilnehmer

Das nachfolgend aufgeführte Studiendesign wurde von der Ethik-Kommission der Charité - Universitätsmedizin Berlin am 1. Juli 2016 (EA2/070/16) genehmigt.

Zunächst wurden über eine Stichwortsuche („Metallartefakte“, „Zahnspange“, „Brackets“, „Suszeptibilitätsartefakte“, „MB-Artefakte“) in den MRT-Befunden des Instituts für Radiologie am Campus Virchow-Klinikum der Berliner Charité Fälle von Patienten mit festsitzenden intraoralen Apparaturen ermittelt. Darüber hinaus gab es Fälle, bei denen nach einer orientierenden Scout Aufnahme die Untersuchung wegen einer zu großen Bildbeeinträchtigung abgebrochen werden musste, um diese nach der Entfernung des Materials zu wiederholen. Diese Fälle konnten in unsere Studie nicht eingeschlossen werden. Eine Vielzahl dieser Fälle konnte nicht detektiert werden, sodass die Anzahl der abgebrochenen Fälle unklar blieb. Es wurden nur solche Studienteilnehmer ausgewählt, bei denen außer Scout weitere Sequenzen akquiriert wurden.

Alle primär geeigneten Fälle wurden durch eine erneute Begutachtung der Bildgebung im Programm „Centricity GE Healthcare, Informations- und Workflow-Management-Systeme“ auf ihre Eignung als Studienteilnehmer überprüft. Damit konnten für den Zeitraum 2014 bis 2016 insgesamt 122 geeignete Fälle gefunden werden. Die betroffenen Patienten (und ggf. ihre Sorgeberechtigten) erhielten zusammen mit einem frankierten Rücksendeumschlag eine Studienbeschreibung, einen dem jeweiligen Alter entsprechenden Aufklärungsbogen, eine Einwilligungserklärung und eine Schweigepflichtsentbindung für den behandelnden Kieferorthopäden zugeschickt.

Nach zwei zeitlich um vier Wochen versetzten Anschreiben aller potenzieller Studienteilnehmer gingen insgesamt 26 Einwilligungserklärungen ein. Nachdem die Auswertung der MRT-Daten abgeschlossen war, folgte die Kontaktaufnahme zu den jeweiligen Kieferorthopäden. Ihrem Anschreiben wurde ein Zahnschema angefügt und um Auflistung der zum Zeitpunkt der MRT Untersuchung intraoral befindlichen Materialien gebeten. Hier reduzierte sich die Fallzahl auf 24, da von zwei Kollegen keine Materialinformationen zur Verfügung gestellt wurden. Sobald diese Informationen vorlagen, wurde das jeweilige Material von den Herstellern angefordert. Die Permeabilitätsmessung wurde anschließend extraoral mit dem kommerziell erhältlichen Messgerät „Ferromaster“ (Fa. Stefan Mayer Instruments, Dinslaken) durchgeführt, da es durch seine einfache Handhabung geeignet ist. Ein Dauermagnet in dessen Tastkopf magnetisiert das Probenmaterial, und zwei Magnetfeldsensoren messen die durch die Probe hervorgerufenen Feldverzerrungen auch bei nur schwach magnetisierbarem Material. Der Messbereich reicht von 1,001 bis 1,999, was für die üblichen zahnärztlichen und kieferchirurgischen Metallobjekte ausreicht (40). Für die experimentelle medizinische Anwendung innerhalb unseres Projekts modifizierte der Hersteller den Tastkopf. Er ist nun ggf. auch zur intraoralen Messung im Seitenzahnggebiet geeignet und kann problemlos desinfiziert werden. Die Ethik-Kommission der Charité – Universitätsmedizin Berlin stimmte der klinischen Anwendung des modifizierten Gerätes mit ihrem Votum EA2/139/17 am 12. 09. 2017 zu.

Nach einer Nullwertkalibrierung wurde der Messkopf im 90° Winkel aufgelegt und die gesamte Materialprobe abgetastet. Der größte Permeabilitätswert des jeweiligen Materials wurde anschließend vermerkt. Tabelle 4 zeigt die konkrete Zusammensetzung der auswertbaren Patientenfälle.

Tabelle 4: Aufschlüsselung der Studienteilnehmer

Gesamt-Teilnehmer		26
Alter der Teilnehmer	10-15 a	15
	16-20 a	8
	ab 21 a	3
vorliegende Bildgebung mit intraoraler Apparatur		26
darunter:		
- vorliegende Bildgebung sowohl mit intraoraler Apparatur als auch nach deren Entfernung		8
- Fälle, bei denen die direkte intraorale Permeabilitäts- Messung möglich war		4
genutzte Hauptfeldstärken	1,5 T	7
	3,0 T	19

3.1.2 Bildung und Auswertung der diagnostischen Zonen

In Anlehnung an eine frühere in vivo Studie nach Zachriat et al. (4) wurde die Tabelle um die Strukturen Angulus pontocerebellaris et auris interna, Apex orbitalis, Sinus cavernosus, Foramen ovale, Clivus, Canalis caroticus, Apice ossis petrosus erweitert. Diese 30 Strukturen präsentieren die wichtigsten Orientierungspunkte einer strukturierten radiologischen Auswertung in der Kopf-Hals-Bildgebung (Tabelle 5).

Tabelle 5: Anatomische Auswertungsstrukturen und ihre Übergruppen, sowie deren Zuordnung zu den vier Schalen

Region	Auswertungs-Strukturen	
Telencephalon „Schale IV“	1	Lobus frontalis
	2	Lobus parietalis
	3	Lobus occipitalis
	4	Lobus temporalis
	5	Hippocampus
Diencephalon „Schale IV“	6	Thalamus
	7	Globus pallidum, Nucleus putamen
Truncus cerebri „Schale III“	8	Mesencephalon
	9	Pons
	10	Medulla oblongata
Cerebellum „Schale III“	11	Cerebellum
Medulla spinalis „Schale III“	12	Medulla spinalis
Angulus pontocerebellaris, Auris int. „Schale II“	13	Angulus pontocerebellaris, Auris interna
Articulatio temporomandibularis „Schale II“	14	Articulatio temporomandibularis
Orbita „Schale II“	15	Apex orbitalis, sinus cavernosus, foramen ovale
	16	Clivus, canalis caroticus, apice ossis petrosus
	17	N. opticus, Orbita
Cavitas nasi, Sinus paransales „Schale I“	18	Cavitas nasi
	19	Sinus frontale
	20	Sinus maxillare
	21	Cellulae ethmoidale
	22	Sinus sphenoidales
Cavitas oris, Pharynx „Schale I“	23	Lingua
	24	Oropharynx
	25	Nasopharynx
	26	Hypopharynx
Collum „Schale III“	27	Atlas
	28	Axis
	29	Vertebrae cervicales (3-7)
	30	Larynx, Epiglottis

Sie wurden hier entsprechend ihrer Entfernung von der Mundhöhle zu „Schalen“ zusammengefasst. Damit entstand ein „Schalenmodell“, welches neben der Auswertung der Einzelstrukturen auch eine Entfernungsabschätzung zum Ursprung der Artefakte erlaubt. Die Regionen ‚Cavitas oris et pharynx‘ und ‚Cavitas nasi et sinus paranasales‘ stellen dabei die unmittelbare Nachbarschaftsschale zu dem Artefakt auslösenden intraoralen Material dar. Eine Schale weiter entfernt liegen die Regionen ‚Orbita‘, ‚Articulatio temporomandibularis‘, ‚Angulus pontocerebellaris et auris interna‘. In einer „III. Schale“ folgen ‚Collum‘, ‚Medulla spinalis‘, ‚Cerebellum‘ und ‚Truncus cerebri‘. Am weitesten entfernt liegen ‚Telencephalon‘ und ‚Diencephalon‘ („Schale IV“).

Die diagnostische Eignung der MRT-Bildgebung wurde ebenfalls in Anlehnung an Zachriat et al. (4) wie folgt bewertet und zur besseren Visualisierung auch farblich kodiert:

1 – GRÜN - kein Artefakt

2 – GELB - minimales Artefakt, Struktur dennoch auswertbar, Sequenz kann diagnostisch genutzt werden

3 – ORANGE - moderates Artefakt, Anatomie abgrenzbar, aber nur bedingt auswertbar, diagnostische Qualität limitiert

4 – ROT - schweres Artefakt, Sequenz diagnostisch nicht verwendbar

X – Struktur liegt außerhalb des FOV (field of view) der abgebildeten Region

Zachriat et al. nutzten für die Auswertung fünf Sequenzen. T2 TSE transversal, T1 GRE transversal, EPI transversal, T2 TSE sagittal und, sofern vorhanden, für die jeweilige Artefakt reduzierende Sequenzmodifikation WARP (4).

Da bei unseren Studienteilnehmern nicht alle dieser Sequenzen akquiriert wurden, erfolgte alternativ die Auswertung verfügbarer Gradientenecho- und Spinecho-Sequenzen in der Transversalen und Sagittalen.

Zudem wurde die maximale kraniokaudale und dorsoventrale Ausdehnung des Artefakts in der Scout Aufnahme innerhalb der Sagittalen gemessen. Dies erfolgte mit dem zur Software gehörigen Messtool in der zentralen Schicht.

Für die Auswertung der akquirierten Sequenzen mit Hilfe des Programmes „Centricity“ erfolgte zunächst eine Kalibrierung mit einer erfahrenen, auf Neuroradiologie und MRT spezialisierte Oberärztin aus der Klinik für Radiologie der Charité - Universitätsmedizin Berlin (Untersucherin 1). Nach Beurteilung aller auszuwertenden Strukturen durch die Untersucherin 2 (angestellte Zahnärztin in freier Praxis und Medizinstudentin), wurden die Bewertungen aller Regionen nochmals gemeinsam überprüft und tabellarisch zusammengefasst.

3.1.3 Permeabilitätsmessung der intraoral vorgefundenen Materialien

Nachdem die Patienten bzw. deren gesetzliche Vertreter die behandelnden Kieferorthopäden von ihrer Schweigepflicht entbunden hatten, wurde Kontakt zu den Kollegen aufgenommen und eine schriftliche Zusammenstellung der Einzelteile der intraoral fixierten Multiband-Apparatur erbeten, wie sie zum jeweiligen Zeitpunkt der MRT-Untersuchung vorlag. Von allen dabei aufgeführten Produkten wurden dann beim jeweiligen Hersteller bzw. Vertreiber je ein Exemplar bestellt und seine relative magnetische Permeabilität mit Hilfe des Messgerätes Ferromaster bestimmt. Außerdem wurden von den Herstellern die verfügbaren Daten zu den jeweils verwendeten Legierungen angefordert. Dazu gehörte im Falle von Edelstahl-Produkten auch die Angabe der verwendeten Stahlsorte nach DIN oder AISI. In Fällen von fehlender Unterstützung durch den Hersteller/ Vertreiber wurde versucht, die betroffenen Produkte bei den jeweiligen Kieferorthopäden direkt zu prüfen.

3.2 Ergebnisse

3.2.1 Artefaktausdehnung in den verschiedenen Sequenzen unabhängig von den Magneteigenschaften der Objekte

Die Betroffenheit der verschiedenen Regionen ist in den Tabellen 6 bis 9 gezeigt, welche nur für Sequenzen mit mindestens 13 Fällen erstellt wurden.

Scout-Aufnahmen

Die Scout-Aufnahme wird als Übersicht zu Beginn der Untersuchung überwiegend in der Sagittalebene angefertigt. Sie dient der Überprüfung, ob der Patient richtig gelagert ist und ob eine MR-Untersuchung durch gegebenenfalls vorliegendes körperfremdes Material und seine Artefaktenstehung überhaupt sinnvoll ist. Zeigt sich

dabei eine so große Artefaktausdehnung, dass die Zielregion diagnostisch nicht bewertbar ist, kann die Untersuchung abgebrochen und die Entfernung des intraoralen Materials angeordnet werden. In Fällen mit intraoral feststehendem Material ist dies aktuell das Standardvorgehen an der Charité. Für den Scout gibt es unterschiedliche Geräteeinstellungen, die von der Einstellung der geplanten Sequenz abweichen können. Deshalb ist fraglich, ob die Diagnostizierbarkeit der verschiedenen Strukturen und Regionen anhand dieser Übersichtsaufnahmen exakt vorhersagbar ist.

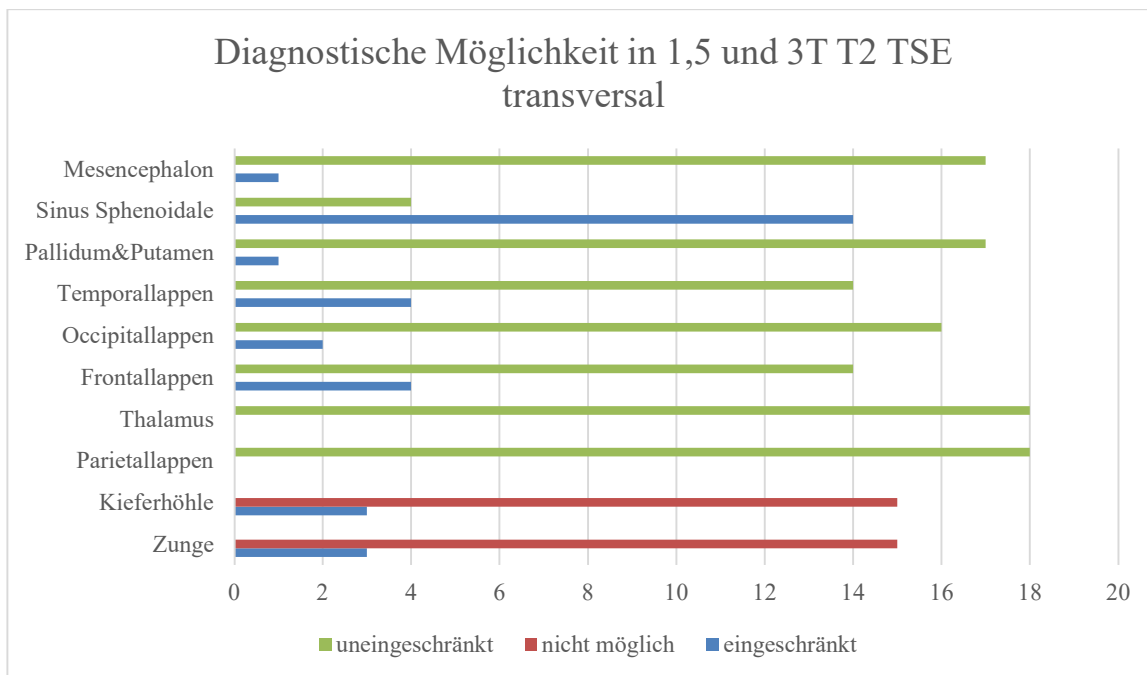
Für unsere Patientengruppe wurde die Sequenz ‚A Head Scout‘ mit der Kopfspule durchgeführt. Die von uns bestimmten maximalen Artefaktdurchmesser in den sagittalen Scout-Aufnahmen sind in Tabelle 12 zusammengefasst.

T2 - TSE transversal bei 1,5 und 3 T (Tabelle 6)

Am wenigsten betroffen waren in dieser Sequenz der Parietallappen und der Thalamus (mit „1“ bewertet). Zumindest beschränkt möglich (Bewertung bis maximal „3“) war die Diagnostik der Strukturen Frontal-, Temporal- und Okzipitallappen, Pallidum & Putamen sowie Sinus sphenoidale. Betrifft die Fragestellung also diese Strukturen, die der Schale IV entsprechen, kann das Material unabhängig von seiner Permeabilität bei dieser Sequenz und Ebene und sowohl bei 1,5 T als auch 3 T intraoral belassen werden.

Alle anderen Strukturen waren bei mindestens einem Studienteilnehmer so massiv vom Artefakt betroffen, dass die Sequenz nicht diagnostisch auswertbar war. Die beiden am schwersten von Artefakten überlagerten Strukturen waren die Zunge und Kieferhöhle (Schale I). Eine Diagnostik war in 15 von 18 Fällen unmöglich (mit „4“ bewertet). Bei den übrigen 3 Fällen war die Diagnostik eingeschränkt möglich (mit „3“ bewertet).

Tabelle 6: Diagnostische Möglichkeit in 1,5 und 3 T - T2 TSE transversal (18 Fälle)



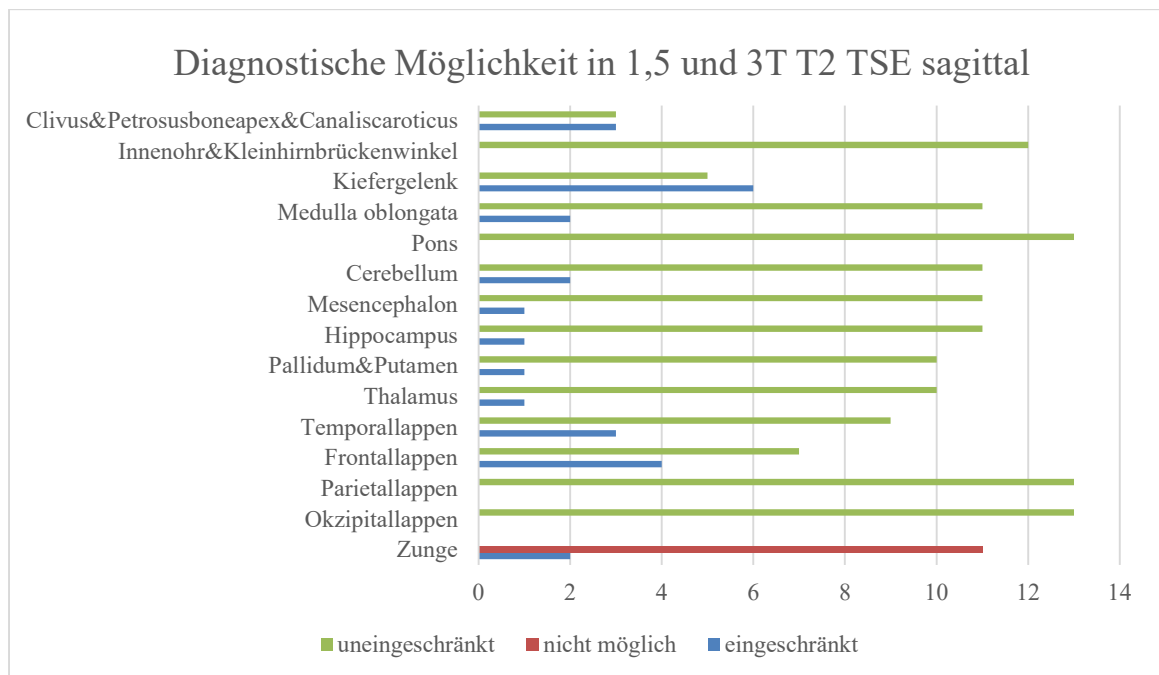
T2 - TSE sagittal bei 1,5 und 3 T (Tabelle 7)

Hier waren Okzipital- und Parietallappen, sowie Pons und Kleinhirnbrückenwinkel & Innenohr am wenigsten betroffen (alle mit „1“ bewertet).

Eine gute bis eingeschränkte Diagnostizierbarkeit („1“, „2“ oder „3“) lag für folgende Strukturen vor. Frontal-, Parietal-, Temporal-, Okzipitallappen, Thalamus, Pallidum & Putamen, Hippocampus, Mesencephalon, Cerebellum, Pons, Medulla oblongata, Kiefergelenk, Innenohr & Kleinhirnbrückenwinkel, Clivus & Apice ossis petrosus & Canalis caroticus. Alle anderen Strukturen lagen teilweise außerhalb der diagnostischen Möglichkeit („Bewertung 4“). Unabhängig von den magnetischen Eigenschaften der Materialien zeigt sich, dass in dieser Sequenz die Strukturen der Schalen II, III und IV entsprechend den Bewertungskriterien 1, 2 und 3 diagnostizierbar sind. Das Material kann also für eine MRT Untersuchung mit entsprechenden Fragestellungen intraoral belassen werden.

Am stärksten war die Zunge vom Artefakt beeinträchtigt. In 11 von 13 Fällen war keine Diagnostik möglich (mit „4“ bewertet), nur in 2 von 13 Fällen lag eine limitierte diagnostische Möglichkeit vor (mit „3“ bewertet).

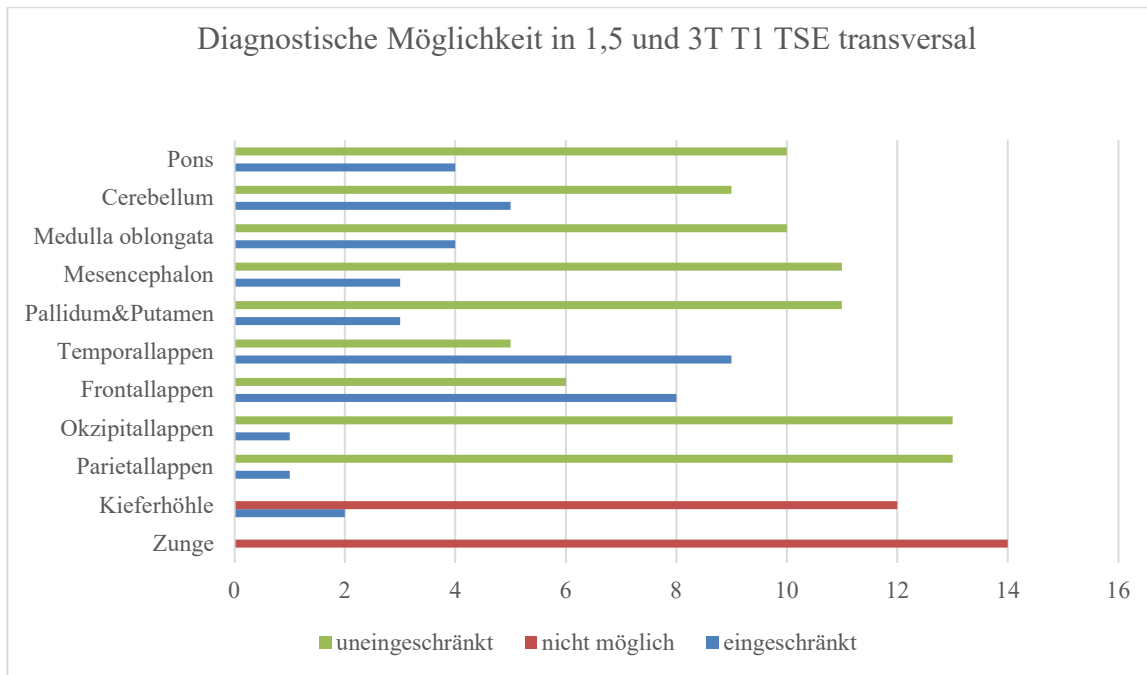
Tabelle 7: Diagnostische Möglichkeit in 1,5 und 3 T - T2 TSE sagittal (13 Fälle)



T1 TSE Transversale bei 1,5 und 3 T (Tabelle 8)

Die hier am wenigsten durch das Artefakt betroffenen Strukturen waren der Parietal- und Okzipitallappen. Dort wurde nur bei einem von 14 Patientenfällen ein leichtes Artefakt (Bewertung „2“), bei den übrigen 13 Fällen keine Beeinträchtigung festgestellt. Die Kieferhöhle war nur in 2 von 14 Fällen diagnostizierbar (Bewertung „3“). Die Strukturen Frontal-, Temporal-, Okzipital- und Parietallappen, Pallidum & Putamen, Mesencephalon, Cerebellum, Pons und Medulla oblongata waren immer beurteilbar (Bewertung „1“, „2“ oder „3“). Dies entspricht den Schalen III und IV. Hier kann also davon ausgegangen werden, dass trotz intraoral befindlichem Material eine Diagnostik unter den Einschränkungen der Bewertungen 2 und 3 möglich ist. Die Zunge war in allen Fällen so stark betroffen, dass sie nicht diagnostizierbar war (Bewertung „4“).

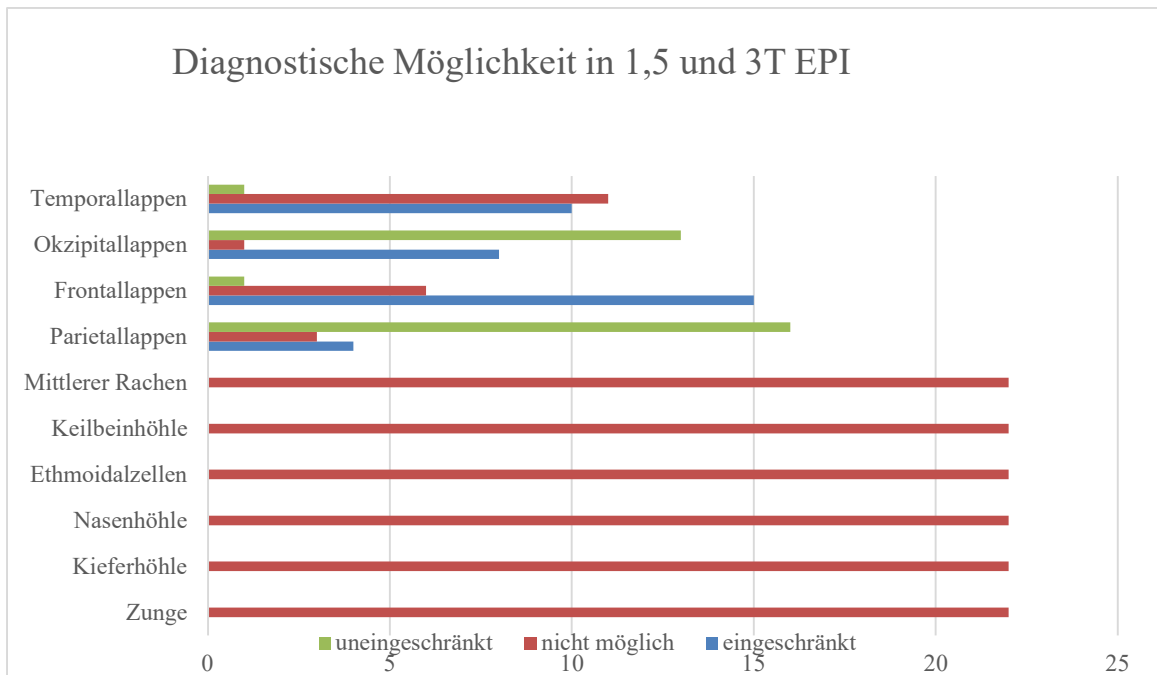
Tabelle 8: Diagnostische Möglichkeit in 1,5 und 3 T - T1 TSE transversal (14 Fälle)



EPI bei 1,5 und 3 T (Tabelle 9)

In der Sequenz EPI zeigt sich die größte Artefaktausdehnung der von uns ausgewerteten Sequenzen. Eine diagnostische Bewertung folgender Strukturen war in keinem der 22 Patientenfälle möglich: Zunge, Kieferhöhle, Nasenhöhle, Mittlerer Rachen, Keilbeinhöhle, Ethmoidalzellen. Für die Strukturen Temporal-, Frontal-, Parietal- und Okzipitallappen, die sich in der Schale IV befinden, war eine Bewertung nur in Einzelfällen möglich.

Tabelle 9: Diagnostische Möglichkeit in 1,5 und 3 T - EPI (22 Fälle) *



* EPI –Sequenzen liegen nur in der Transversalebene vor

3.2.2 Permeabilitätswerte der intraoralen Objekte

Tabelle 10 zeigt die Permeabilitätszahlen aller bei den betroffenen Patienten zum Zeitpunkt der MRT-Untersuchung vorgefundenen kieferorthopädischen Objekte. Von den Fällen 1 und 11 waren die Materialangaben bei den behandelnden Kieferorthopäden nicht recherchierbar, sodass sie ausgeschlossen werden mussten und sich die Fallzahl auf 24 reduzierte. In 15 Fällen war keine vollständige Materialangabe vom Hersteller zu eruieren.

Bei einigen weiteren Fällen waren trotz intensiver Bemühung die Herstellerinformationen über die Materialzusammensetzung oder die konkret verwendete Stahlsorte nicht erhältlich. Hier konnte aber durch das Vorliegen der Originalprodukte eine direkte Permeabilitätsmessung durchgeführt werden.

Die einzelnen Werte stellen die maximale Permeabilität dar, die auf einem Objekt an der zur Mundhöhle weisenden Fläche gemessen werden konnte. Mit Werten von μ_r zwischen 1,000 und 1,999 wird deutlich, wie groß die Bandbreite der magnetischen Eigenschaften der eingesetzten orthodontischen Produkte ist. Ein Wert $\mu_r = 1,999$ bedeutet, dass hier die Grenze des Messbereichs erreicht wurde. Die realen Permeabilitätswerte können bei dieser Anzeige also auch deutlich höher liegen.

Tabelle 10: Gemessene Permeabilität der einzelnen Materialien der Studienteilnehmer

Fall-Nr.	Apparatur	Material	ggf. Stahlsorte (DIN)	μ_r max.
2	Bracket Zahn 47,37	martensitischer Stahl	1.4542	1,297
	Molarenband Zahn 16,26,36,46	martensitischer Stahl	1.4542	1,400
	Brackets Zahn 15-25,35-45	martensitischer Stahl	1.4542	1,331
3	Bogen	Nickel/Titan		1,000
	Transpalatinalbogen	metastabiler Austenit (MIM*)	1.4310	1,084
	Lingualband	metastabiler Austenit (MIM*)	1.4310	1,000
4	OK Bogen	Nickel/Titan		1,000
	Molarenband Zahn 16	austenitischer Stahl	1.4303	1,003
	Bracket mit Röhrchen Zahn 26	metastabil austenitischer Stahl	1.4307	1,611
	Brackets Zahn 15-25	metastabiler Austenit	1.4307	1,332
5	Brackets Zahn 15,25,35,45	martensitischer Stahl	1.4542	1,332
	Molarenbänder 16/26/36/46	martensitischer Stahl	1.4542	1,387
	Bögen UK/OK	Nickel/Titan		1,000
	Druckfeder	metastabiler Austenit (MIM*)	1.4310	1,098
6	Lingualbrackets Zahn 16-26,36-46	keine Materialangabe des Herstellers		1,214
	Zahn 17,27,37,47 STB-Tubes	keine Materialangabe des Herstellers		1,186
	OK/UK Bogen	Nickel/Titan		1,000
7	Brackets 17,27,37,47, 15-25,35-45	martensitischer Stahl	1.4542	1,336
	Buccaltube 16,26,36,46	martensitischer Stahl	1.4542	1,524
	Ligaturen	Nickel/Titan		1,001
8	Retainer 13-23 und 33-43	Stahl - ohne Hersteller-Spezifikation		1,036
9	BENE-Platte/Draht/ Minischrauben	Ti Al V + Austenit metastabiler Austenit	1.4441 1.4310	1,417
	Molarenbänder 17, 27	keine Materialangabe des Herstellers		1,370
	Keramik-Brackets 15 - 25	keine Materialangabe des Herstellers		1,000
10	Zahn 16 Distalizer	keine Materialangabe des Herstellers		1,999
	Zahn 36/46 Tube mit Röhrchen	martensitischer Stahl	1.4542	1,400
	Sublingualbügel Menzanium-Draht	Ni-freier hochaufgestickter Austenit	1.4456	1,000
12	Zahn 15-25 Brackets	Martensit 1.4542 + Austenit	1.4401	1,432
	Molarenband	keine Materialangabe des Herstellers		1,000
	Tube (aufgeschweißt)	keine Materialangabe des Herstellers		1,999
	OK/UK Bogen	Titan/Molybdän		1,000
13	Brackets Zahn 15-25,35-45	martensitischer Stahl	1.4542	1,332
	Molarenband Zahn 16,26,36,47	metastabiler Austenit (MIM*)	1.4404	1,000
14	Zahn 17,27,37,47 Tube	Stahl ohne Hersteller-Spezifikation		1,821
	Zahn 16,26,36,46 Band	martensitischer Stahl	1.4542	1,400
	Zahn 13-23,33-43 Keramikbracket	Keramik		0,999
	Metallbracket 14,25,24,25,34,35,44,45	martensitischer Stahl	1.4542	1,331
	UK/OK Bogen	metastabiler Austenit	1.4301	1,279

Fall-Nr.	Apparatur	Material	ggf. Stahlsorte (DIN)	μr max.
15	Zahn 16,26,36,46 Molarenband	Stahl ohne Hersteller-Spezifikation		1,299
	Zahn 15-25, 35-45 Brackets	Stahl ohne Hersteller-Spezifikation		1,301
16	Zahn 15-25,35-45 Brackets	metastabiler Austenit	1.4310	1,394
		Martensit	1.4542	
	Zahn 16,26,36,46 Röhrchen	metastabiler Austenit (MIM*)		1,001
	UK/OK Bogen	Nickel/Titan		1,001
17	OK/UK Bogen	Nickel/Titan		1,000
	Zahn17-27,37-47 Brackets	martensitischer Stahl	1.4542	1,332
18	OK/UK Bogen	Nickel/Titan		1,000
	Zahn17-27,37-47 Brackets	martensitischer Stahl	1.4542	1,332
19	Zahn 16,26,36,46 Tubes	nicht eindeutige Herstellerangabe		1,270
	Zahn 15-25,35-45 Brackets	martensitischer Stahl	1.4542	1,350
20	Zahn 16-26,36-46 Brackets	martensitischer Stahl	1.4542	1,349
	UK/OK Bogen	nicht eindeutige Herstellerangabe		1,279
	Zahn 17,27,37,47 Molarenband	martensitischer Stahl	1.4542	1,400
21	Brackets 16-14,26-24,36-34-46-44	Austenit 1.4401	Martensit 1.4542	1,415
	Brackets 13-23,33-34	Keramik		0,990
	Tubes 16, 17, 26, 27, 36, 37, 46, 47	metastabiler Austenit		1,415
22	Zahn 16 Bracket	keine Materialangabe des Herstellers		1,165
	Zahn 15-22 Brackets	Keramik		1,000
	OK Bogen	TiN-beschichteter Stahl ohne Angabe		1,275
	Ligierungsdraht	keine Materialangabe des Herstellers		1,106
23	Kappen GNE	keine Materialangabe des Herstellers		1,492
24	Zahn 36,46 Brackets	keine Materialangabe des Herstellers		1,308
	Zahn 15-25,35-45	keine Materialangabe des Herstellers		1,410
	Zahn 47,37 Tube	nicht eindeutige Herstellerangabe		1,001
	Zahn 16,26,36,46 Molarenband	nicht eindeutige Herstellerangabe		1,400
	Zahn 17,27 Tube	metastabiler Austenit	1.4404	1,366
25	Brackets	Nickel/Titan		1,001
	Druckfeder	Nickel/Titan		1,001
	Bänder	keine Materialangabe des Herstellers		1,824
	OK/UK Bogen	keine Materialangabe des Herstellers		1,009
26	Zahn 16,26 Brackets	keine Materialangabe des Herstellers		1,827
	Zahn 14,15,24,25 Brackets	keine Materialangabe des Herstellers		1,454
	Zahn 13-23 Brackets	keine Materialangabe des Herstellers		1,241

*) „Metal Injection Molding“: Verfahren der Pulvermetallurgie, bei dem die ursprünglichen Legierungseigenschaften erhalten bleiben.

3.2.3 Korrelation von μ_r und Beantwortbarkeit der diagnostischen Fragestellung

Da im Rahmen dieser Studie bei zwei Fällen keine Angaben zur verwendeten orthodontischen Apparatur eruierbar waren, werden im Folgenden nur noch die 24 Fälle mit gemessener Permeabilität betrachtet. Bezogen auf die radiologische Fragestellung war es in fünf dieser 24 Fälle (Fall 5, 7, 12, 26, 19) nicht möglich, die MRT Aufnahmen zu beurteilen. Hier wurde eine erneute Bildgebung nach Materialentfernung gefordert. Für die Mehrheit (13 von 24 Fällen) vermerkten die Radiologen eine eingeschränkte Beurteilbarkeit und regten für eine genauere und sichere Diagnostik ebenfalls eine erneute Bildgebung nach Materialentfernung an. Lediglich in 6 von 24 Fällen führte das Artefakt zu keiner diagnostischen Beeinträchtigung (Tabelle 11).

Tabelle 11: Klinische Fragestellung und radiologische Beurteilbarkeit

Fall Nr.	klinische Fragestellung	μ -max. der Appa-ratur	B ₀	Diagnostizierbarkeit
2	Verlauf Syringomyelie	1,400	3 T	uneingeschränkt
4	Verlauf Neurofibromatose 1	1,611	3 T	uneingeschränkt
8	Rezidivierende Kopfschmerzen	1,036	3 T	uneingeschränkt
9	Ausschluss Apoplex	1,417	3 T	uneingeschränkt
22	unbekannt	1,275	1,5 T	uneingeschränkt
23	Blutung, Phlegmone des Auges	1,492	1,5 T	uneingeschränkt
3	Mykoplasmenpneu-monie und Parese	1,084	3 T	eingeschränkt
6	Ausschluss Läsion	1,214	3 T	eingeschränkt
10	Toxoplasmose	1,999	3 T	eingeschränkt
13	V.a. Zerebralinfarkt	1,332	3 T	eingeschränkt
14	Trauma bei vorheriger Blutung nach SHT	1,821	3 T	eingeschränkt
15	Verlauf Medulloblastom	1,301	3 T	eingeschränkt
16	Cerebellumveränderung bei Neurofibromatose 1	1,394	3 T	eingeschränkt
17	Cervicale Syrinx	1,332	3 T	eingeschränkt
18	Cervicale Syrinx	1,332	1,5T	eingeschränkt
20	Fokussuche präaurikuläre Fistel	1,400	1,5T	eingeschränkt
21	OP-Kleinhirnbrücken-Neurinom mit Facialis-Parese	1,415	1,5 T	eingeschränkt
24	Entzündliche ZNS Erkrankung	1,410	1,5 T	eingeschränkt
25	Zerebrale Blutung/ Trauma	1,824	3 T	eingeschränkt
5	Verlauf Kleinhirnläsion	1,387	3 T	nicht möglich
7	Z.n. Retinoblastom-entfernung	1,524	3 T	nicht möglich
12	Entzündliche Läsion	1,999	3 T	nicht möglich
26	CCALD Verlauf	1,827	3 T	nicht möglich
19	Fokussuche, Fistel Regio 48	1,35	1,5 T	nicht möglich

Aus dieser Tabelle ist kein klarer Zusammenhang zwischen Diagnostizierbarkeit und Permeabilität ablesbar. So lagen beispielsweise die μ_r -Werte der sechs diagnostisch nicht störenden Produkte in der großen Spanne von 1,03 (Fall 8) bis 1,6 (Fall 4). Es wurde deutlich, dass die alleinige Kenntnis der Permeabilität für die Vorhersage der Auswertbarkeit keine ausreichend valide Basis bildet. Es müssen je nach Fragestellung alle akquirierten Sequenzen einzeln betrachtet werden. Diese erweiterte Darstellung der Tabelle 11 findet sich in Tabelle 13 und 18.

3.2.4 Korrelation von μ_r und Artefaktausdehnung bei den verschiedenen Sequenzen und Hauptfeldstärken

In Tabelle 12 sind die verschiedenen Sequenzen und Sequenzmodifikationen, Bildebenen und Hauptfeldstärken aller 24 Studienteilnehmer mit recherchierbaren Materialinformationen zusammengestellt.

Tabelle 12: Anzahl der Aufnahmen in verschiedenen Sequenzen und Hauptfeldstärken der 24 Studienteilnehmer

Geräte-Hauptfeldstärke	Scout	T1 TSE transversal	T2 TSE transversal	EPI	T2 TSE sagittal	mprage T1 sagittal	IR flair tirm T2 transversal	IR flair tirm T1 transversal	T1 sagittal
1,5 T	6	6	5	6	1	3	3	-	-
3,0 T	17	3	10	14	7	8	4	1	1
3,0 T WARP	-	4	3	-	3	-	-	-	2
1,5 T WARP	-	-	-	-	1	-	-	-	1

In unserem Patientenkollektiv gab es insgesamt 17 Bildgebungen bei 3 T und 7 bei 1,5 T. Ein direkter Vergleich der Effekte in den beiden Hauptfeldstärken war nur bei einem Studienteilnehmer möglich. Von ihm lag jeweils eine Bildgebung mittels T2 TSE Sequenz transversal und sagittal bei 1,5 T (Fall 17) und bei 3 T (Fall 18) mit

derselben intraoralen Apparatur (μ_r max. = 1,332) vor. Hier konnte der Einfluss der Hauptfeldstärke auf die Artefaktausdehnung verglichen werden (Tab. 15 und Tab.16).

Die Strukturen der Schale I (Zunge, Nasenhöhle und Kieferhöhle) waren bei beiden Feldstärken in T2 TSE transversal artefaktbedingt nicht auswertbar. Bei 3 T war eine zusätzliche Struktur der Schale II (Orbita) nicht auswertbar, die bei 1,5 T nur leicht durch das Artefakt beeinträchtigt war. Die Strukturen der Schale III (Medulla spinalis, Medulla oblongata) waren bei 1,5 T leicht betroffen, bei 3 T bestand keine Beeinträchtigung. Bei 3 T waren dafür Strukturen der Schale IV (Frontal- und Temporallappen) stärker betroffen, die bei 1,5 T unbeeinträchtigt blieben.

In der T2 Sagittalen sind dagegen bei 3 T deutlich mehr Strukturen betroffen als bei 1,5 T. Während bei 1,5 T nur Strukturen der Schale I (Zunge, Nasenhöhle und Kieferhöhle) durch das Artefakt unkenntlich sind, sind bei 3 T zusätzlich auch Strukturen der Schale II und III nicht auswertbar. Keine Struktur war hier bei 3 T weniger durch Artefakte beeinträchtigt als bei 1,5 T.

Korrelation zwischen μ_r und Artefakten in den Scout-Aufnahmen

Bei 21 unserer 24 Studienteilnehmer wurden Scout-Aufnahmen durchgeführt. Es zeigte sich eine große Bandbreite der Artefaktgrößen. Kranio-kaudal waren Durchmesser zwischen 11 und 130mm und ventro-dorsal zwischen 36 und 111mm (Tabelle 13) messbar. Im Anschluss an alle hier untersuchten 21 Scout-Aufnahmen wurden, die zur Beantwortung der jeweiligen Fragestellung erforderlichen MR-Sequenzen erstellt, da von einer ausreichenden Darstellung der zu untersuchenden Strukturen ausgegangen wurde. Fälle, bei denen anhand der Scout-Aufnahme auf eine Nichtdiagnostizierbarkeit der Nachfolge-Scans geschlossen wurde und deren Untersuchung daraufhin abgebrochen wurde, waren anhand unserer Suchkriterien nicht zu ermitteln.

Tabelle 13: Artefaktausdehnung in Scout, geordnet aufsteigend nach der Höhe von μ_r . Von den Fällen 3, 20 und 21 lag keine Scout Aufnahme vor.

Fall Nr.	B ₀ [T]	Artefakt-Durchmesser kranio-kaudal	Artefakt-Durchmesser ventro-dorsal	μ _r max.	Diagnostizierbarkeit der nachfolgenden Sequenzen
8	3	67 mm	44 mm	1,036	T2-TSE tra möglich
					T2-TSE sag möglich
					EPI möglich
6	3	101 mm	99 mm	1,214	EPI nicht möglich
22	1,5	42 mm	36 mm	1,275	T2-TSE sag möglich
					EPI nicht möglich
15	3	91 mm	64 mm	1,301	T1-TSE tra möglich
					T2-TSE tra eingeschränkt
					EPI nicht möglich
2	3	98 mm	98 mm	1,4	T1-TSE WARP-trans möglich
					T2-TSE WARP-trans möglich
					T2-TSE WARP-sag möglich
					EPI nicht möglich
17	3	95 mm	91 mm	1,332	T2-TSE trans stark eingeschränkt
					T2-TSE sag stark eingeschränkt
18	1,5	130 mm	100 mm	1,332	T1-TSE trans eingeschränkt
					T2-TSE trans eingeschränkt
					T2-TSE sag möglich
					EPI nicht möglich
13	3	117 mm	Artefaktgrenze nicht in Bildebene	1,332	EPI nicht möglich
19	1,5	116 mm	106 mm	1,350	T1-TSE nicht möglich
5	3	117 mm	84 mm	1,387	T1-TSE WARP-trans möglich
					T2-TSE trans nicht möglich
					T2-TSE WARP-sag möglich
					EPI nicht möglich
16	3	108 mm	104 mm	1,394	T1-TSE trans möglich
					T2-TSE trans eingeschränkt
					T2-TSE sag möglich
					EPI nicht möglich
24	1,5	115 mm	92 mm	1,410	T1-TSE-trans möglich
					T2-TSE-trans möglich
					EPI nicht möglich
9	3	82 mm	60 mm	1,417	EPI nicht möglich
12	3	107 mm	95 mm	1,999	T1-TSE WARP-trans nicht möglich
					T2-TSE sag nicht möglich
					T2-TSE WARP-trans nicht möglich

					EPI	nicht möglich
23	1,5	88 mm	69 mm	1,492	T1-TSE trans	möglich
					T2-TSE trans	möglich
					EPI	nicht möglich
7	3	89 mm	111 mm	1,524	EPI	nicht möglich
4	3	71 mm	79 mm	1,611	T2-TSE trans	möglich
					T2-TSE WARP-sag	möglich
					EPI	nicht möglich
14	3	119 mm	96 mm	1,821	T1-TSE trans	möglich
					T2-TSE trans	eingeschränkt
					T2-TSE sag	möglich
					EPI	nicht möglich
25	3	97 mm	92 mm	1,824	T2-TSE trans	eingeschränkt
					T2-TSE sag	eingeschränkt
					EPI	nicht möglich
26	3	93 mm	89 mm	1,827	T2-TSE trans	nicht möglich
10	3	110 mm	80 mm	1,999	T1-TSE WARP-trans	möglich
					T2-TSE WARP-trans	möglich
					EPI	nicht möglich

Die Abbildung 1 zeigt die Scoutaufnahmen der Fälle 13 und 17 bei 3 T. Die Permeabilitätswerte beider Fälle differieren nur geringfügig. Auch die Artefakt-Ausdehnung ist ähnlich ausgeprägt.

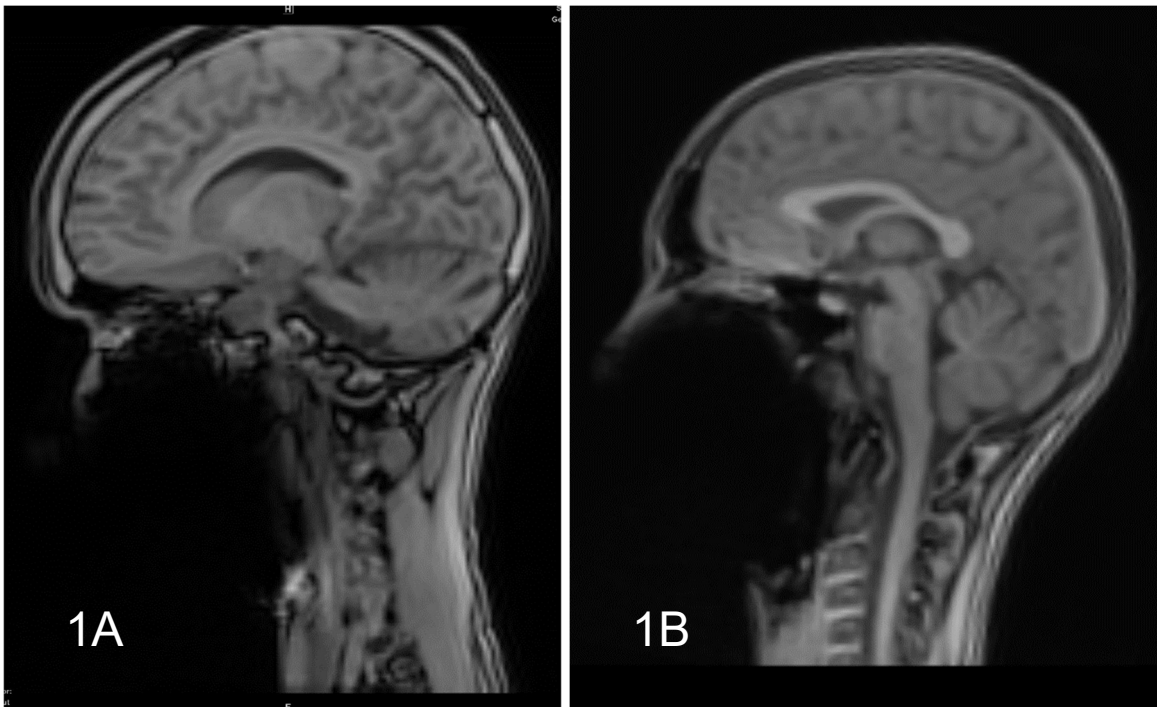


Abb. 1: Scout-Aufnahmen zweier Fälle bei 3 T mit nahezu gleicher Permeabilität.
A: Fall 13 - sagittaler Paramedianschnitt, Metall-Apparatur mit $\mu_r = 1,301$.
B: Fall 17 - sagittaler Medianschnitt, Metall-Apparatur mit $\mu_r = 1,332$.
In beiden Fällen Artefaktausdehnung über das gesamte Viszerokranium und bis in den Halsbereich.

Die Abbildung 2 zeigt zwei Ebenen der sagittalen Scoutaufnahme des Falles 8 mit der gegenüber den Fällen in Abb. 1 deutlich niedrigeren Permeabilität $\mu_r = 1,036$.

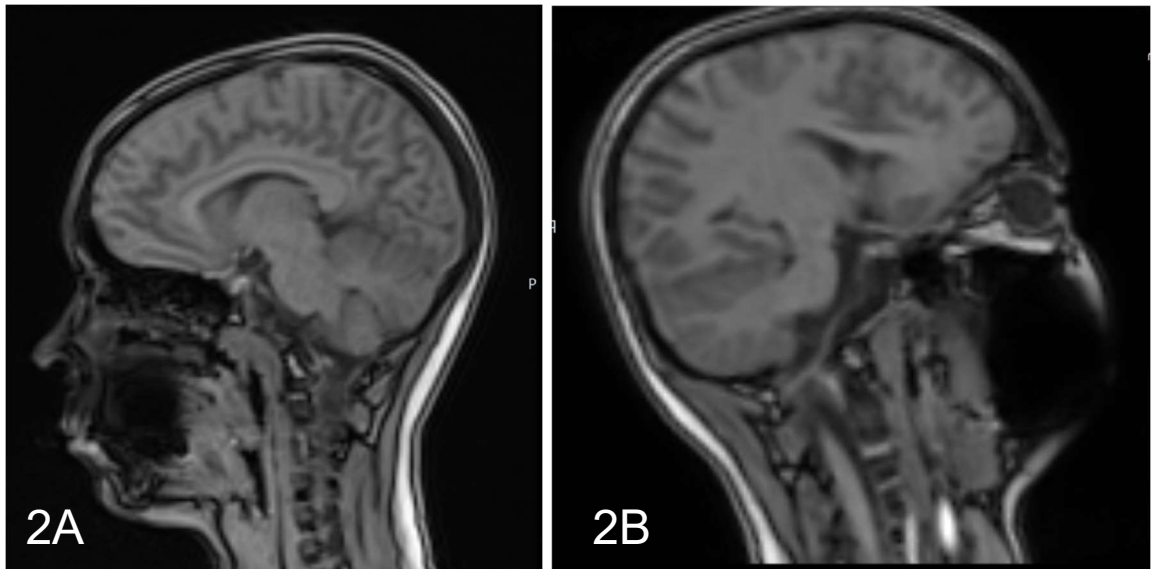


Abb. 2: Scout-Aufnahmen des Falles 8 bei 3 T mit einer orthodontischen Apparatur aus niedrig permeablen Metallobjekten ($\mu_r = 1,036$).

A: Sagittaler Medianschnitt: nur Zunge und Mundhöhle vom Artefakt betroffen.

B: Sagittaler Paramedianschnitt: Mundhöhle und Kieferhöhle sind betroffen.

Die nachfolgend beschriebenen Ergebnisse bei den verschiedenen Sequenzen wurden in den Tabellen 14, 15, 16, 17 visualisiert. Die Diagnostizierbarkeit anhand der Auswertungskriterien der jeweiligen Sequenz ist mit ansteigenden μ_r -Werten und nach Feldstärke sortiert dargestellt. Den einzeln ausgewerteten Strukturen sind ihre Regionen als Übergruppe zugeordnet. Die Regionen sind dabei von links nach rechts mit abnehmender Entfernung zur Mundhöhle, entsprechend dem Abstand zum Artefaktursprung angeordnet. Links neben der Mundhöhle folgen die Strukturen des Halses, die sich anatomisch nach kaudal fortsetzen.

Korrelation zwischen μ_r und Echo-Planar-Imaging (EPI)

Eine EPI-Sequenz wurde bei 20 Fällen akquiriert, es war die am häufigsten verwendete Sequenz bei unseren Studienteilnehmern. Bei 22 dieser Fälle war die Artefaktausdehnung massiv. Nur einige Strukturen des Großhirns waren mit Einschränkungen auswertbar: Frontal-, Parietal-, Okzipital- und Temporallappen. Alle weiteren Strukturen waren durch das Artefakt völlig unkenntlich. Die μ_r -Werte dieser 20 Fälle reichten von 1,214 bis 1,999 (\triangleq der Obergrenze des Messbereichs).

Abbildung 3 zeigt beispielhaft ein transversales, durch das Artefakt stark betroffenes Schnittbild in der EPI Sequenz. Es sind lediglich Teile des Okzipitallappens und des Kleinhirns dargestellt. Alle weiteren Strukturen sind unkenntlich.

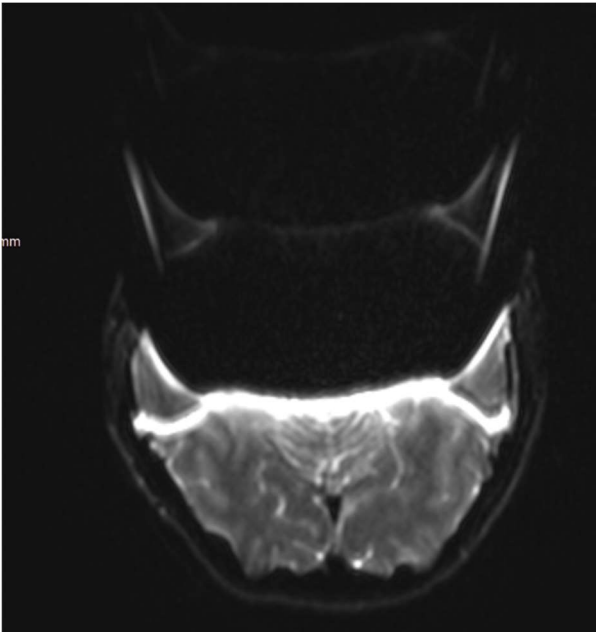


Abb. 3: 3T - EPI transversal mit Darstellung von Teilen des Kleinhirns und Okzipitallappen bei einer maximalen Permeabilität der Metallobjekte mit $\mu_r = 1,332$

Nur bei zwei Fällen betraf das Artefakt wesentlich weniger Strukturen. Bei Fall 22 war ein Drahtbogen aus einer unbekanntem goldfarbenen beschichteten Legierung auf Keramikbrackets verankert ($\mu_r \text{ max.} = 1,275$). Durch diese moderate Permeabilität der Objekte beschränkte sich das Artefakt auf die Zunge, die Nasenhöhle, beide Kieferhöhlen und Kiefergelenke sowie den Rachen. Es gilt zu beachten, dass auch Keramikbrackets kleine Metallteile wie beispielsweise Rhodium-Gold enthalten können. Für den Fall 8 lag die gemessene Permeabilität des Retainers bei $\mu_r \text{ max.} = 1,036$. Hier war außerhalb der Mundhöhle, Oropharynx, Nase und Nasennebenhöhlen eine uneingeschränkte Diagnostik möglich.

Tabelle 14 stellt die Artefaktausbreitung in dieser Sequenz bei 1,5 und 3 T dar.

Tabelle 14: Diagnostizierbarkeit der Strukturen bei EPI in Abhängigkeit von der Permeabi-

Region	Struktur	1,5T	1,5T	1,5T	1,5T	1,5T	1,5T	3T	3T	3T	3T	3T	3T	3T	3T	3T	3T	3T	
Telencephalon	lobus frontalis	3	3	4	3	3	3	4	3	3	4	4	3	3	3	3	3	3	1
	lobus parietalis	1	1	4	1	1	1	3	1	1	4	1	1	1	1	1	2	1	1
	lobus occipitalis	1	1	3	3	3	1	3	1	1	2	1	1	1	1	1	3	1	1
	lobus temporalis	3	3	4	4	4	3	4	4	4	3	3	4	4	4	3	3	3	1
Diencephalon	Hippocampus	3	3	4	4	4	3	4	4	4	3	2	4	4	4	4	4	4	1
	Thalamus	2	3	4	4	4	3	4	3	1	4	1	4	1	4	4	4	4	1
	Globus pallidum & nucleus putamen	3	2	4	4	4	4	4	3	4	2	4	1	4	4	4	4	3	1
Truncus cerebri	Mesencephalon	3	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	1
	Pons	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	1
	Medulla oblongata	4	4	4	4	4	4	4	4	4	2	4	3	4	4	4	4	4	1
Cerebellum	Cerebellum	3	4	4	4	4	4	4	3	4	2	3	2	3	3	4	4	3	1
	Medulla spinalis	4	4	4	4	4	4	4	4	4	3	4	4	4	4	4	4	4	1
Angulus pontocerebellaris & Articulatio temporomandibularis	Angulus pontocerebellaris & auris interna	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	1
	Articulatio temporomandibularis	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	1
Orbita	Apex orbitalis, sinus cavernosus, foramen ovale	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	1
	Clivus, canalis caroticus, apice ossis petrosus	4	4	4	4	4	4	4	4	4	3	4	4	4	4	4	4	4	1
	N. opticus et orbita	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	2
	Cavitas nasi	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4
Cavitas oris et pharynx	Sinus frontale	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4
	Sinus maxillare	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4
	Cellulae ethmoidale	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4
	Sinus sphenoidales	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4
	Lingua	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4
	Oropharynx	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4
Collum	Nasopharynx	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	3
	Hypopharynx	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	x
	Atlas	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	1
Vertebrae cervicales (3-7)	Axis	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	x
	Vertebrae cervicales (3-7)	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	x
	Larynx et Epiglottis	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	x

Beim Fall 8 befanden sich im Ober- und Unterkiefer je ein Retainerdraht mit μ_r max. = 1,036. Hier war die Diffusionssequenz „Diffusion resolve Trace W/ ADC -> apparent diffusion coefficient“ genutzt worden, welche das quantitative Maß der Diffusion beschreibt. Auch hier beschränkte die geringe Permeabilität die Artefaktgröße. Betroffen waren die Zunge, die Nasenhaupthöhle, beide Sinus maxillaria, Cellulae ethmoidale et sphenoidale sowie Oropharynx. Abbildung 4 zeigt die Artefaktausdehnung des Falles in zwei verschiedenen Transversalebene bei 3 T.

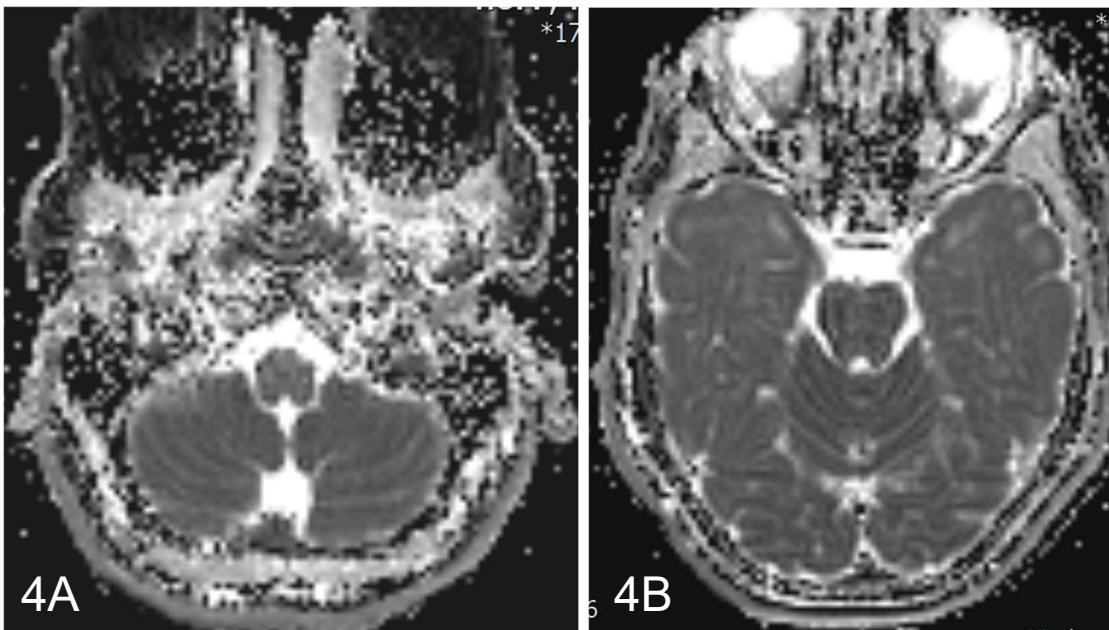


Abb. 4: Fall 8: Artefaktausdehnung transversal in 2 Schnittebenen, intraorale Metallobjekten mit $\mu_r = 1,036$.

4A: Im Transversalschnitt Artefaktausdehnung über beide Kieferhöhlen, Kleinhirn und Medulla oblongata sind nicht betroffen.

4B: Transversalschnitt durch die Augenhöhle mit artefaktfreier Darstellung der darin verlaufenden Strukturen. Auch die Anteile der Temporallappen, des Kleinhirns und der Brücke sind artefaktfrei dargestellt. Die Schnittebene liegt weiter vom Artefakt auslösenden Objekt entfernt als in 4A.

Korrelation zwischen μ_r und T2 TSE transversal

Tabelle 15 stellt die Artefaktausbreitung in dieser Sequenz bei 1,5 und 3 T dar.

Tabelle.15: Permeabilität der Objekte und Diagnostizierbarkeit der Strukturen bei T2 - TSE transversal

Struktur	1,5T		1,5T		1,5T		3T		3T		3T		3T		3T			
	1,5T	1,5T	1,5T	1,5T	1,5T	1,5T	3T	3T	3T	3T	3T	3T	3T	3T	3T	3T		
	1,492 Pat 23	1,415 Pat 21	1,4 Pat 20	1,41 Pat 24	1,332 Pat 18	1,999 Pat 10	1,999 Pat 12	1,4 Pat 2	1,827 Pat 26	1,824 Pat 25	1,821 Pat 14	1,611 Pat 4	1,394 Pat 16	1,387 Pat 5	1,332 Pat 17	1,301 Pat 15	1,084 Pat 3	1,036 Pat 8
Lobus frontalis	1	1	3	1	1	1	3	1	1	1	1	1	2	1	3	1	x	1
Lobus parietalis	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	x	1
Lobus occipitalis	1	1	2	1	1	1	1	1	1	1	2	1	1	1	1	1	x	1
Lobus temporalis	1	1	3	1	1	1	1	1	2	1	1	1	1	1	3	1	x	1
Hippocampus	1	1	4	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	x	1
Thalamus	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	x	1
Globus pallidum & nucleus putamen	1	1	3	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	x	1
Mesencephalon	1	1	3	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	x	1
Pons	1	2	3	1	1	1	1	1	1	1	4	2	3	3	1	1	x	1
Medulla oblongata	4	3	1	1	2	1	1	1	4	4	4	3	4	4	1	3	2	1
Cerebellum	3	4	4	1	1	1	1	1	3	4	2	2	4	4	1	3	1	1
Medulla spinalis	4	4	x	x	2	1	4	1	3	1	4	x	x	1	x	6	1	x
Angulus pontocerebellaris et auris interna	2	2	1	1	1	1	1	1	3	4	2	3	4	4	1	1	x	1
Articulatio temporomandibularis	3	2	2	2	2	2	1	2	3	4	3	4	3	3	1	2	x	1
Apex orbitalis, sinus cavernosus, foramen ovale	1	1	2	2	2	2	3	2	2	1	2	2	2	2	4	1	x	1
Clivus, canalis caroticus, apice ossis petrosus	1	2	1	2	3	2	2	1	3	4	3	3	3	3	1	3	x	1
Nopticus et orbita	1	1	3	2	3	2	4	3	2	3	2	2	4	3	4	2	x	1
Cavitas nasi	4	2	4	4	4	4	4	4	4	4	3	4	4	4	4	3	x	3
Sinus frontale	1	1	2	1	1	1	1	1	1	1	1	1	2	2	2	1	x	1
Sinus maxillare	3	3	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	x	3
Cellulae ethmoidale	1	1	3	2	3	2	4	3	2	3	1	2	4	3	4	1	x	1
Sinus sphenoidales	3	1	3	1	2	2	3	2	2	2	2	2	3	2	3	1	x	1
Lingua	x	x	x	x	4	4	4	x	x	x	x	x	x	x	4	x	4	x
Oropharynx	x	x	x	x	4	4	4	x	x	x	x	2	x	x	x	x	4	x
Nasopharynx	2	1	2	2	4	2	3	1	3	3	3	3	3	3	2	2	x	1
Hypopharynx	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	3	x	x
Atlas	x	x	x	x	2	1	4	x	x	x	1	3	x	x	x	x	2	x
Axis	x	x	x	x	x	x	4	x	x	x	4	x	x	x	x	x	x	x
Vertebrae cervicales (3-7)	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
Larynx et epiglottis	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	3	x

Für Permeabilitätsmesswerte $\mu_r > 1,387$ wird deutlich, dass sich das Artefakt in weit von der Mundhöhle entfernte Bereiche fortsetzt. So sind hier neben den in unmittelbarer Nachbarschaft liegenden Strukturen der Schale I (Zunge, Nase und Nasennebenhöhlen) und den etwas weiter entfernten Strukturen (Rachen, Augenhöhle, Kiefergelenk) der Schale II auch der Kleinhirnbrückenwinkel und das Innenohr der Schale II, sowie das Kleinhirn, das Rückenmark und Teile des Hirnstamms der Schale III (Medulla oblongata und in einem Fall auch Pons) schwer vom Artefakt betroffen und nicht diagnostizierbar. Objekte mit Permeabilitätswerten $\mu_r < 1,366$ erzeugen sowohl bei 1,5 als auch bei 3 T weniger ausgeprägte Artefakte. Hier sind neben den in unmittelbar benachbarten Strukturen der Schale I (Zunge, Nase und Nasennebenhöhlen) bei 3 T in einem Fall zusätzlich die Augenhöhle der Schale II und in einem weiteren Fall zusätzlich das Rückenmark der Schale III vom Artefakt betroffen. Dies sind Strukturen, die sich in direkter Nachbarschaft befinden. Am wenigsten war die Diagnostik im Fall 8 durch intraorales Material mit einer Permeabilität von $\mu_r = 1,036$ gestört. Hier war nur der Oropharynx nicht auswertbar, die Kieferhöhle und Nasenhöhle von einem moderaten Artefakt betroffen. Dies sind alle Strukturen der Schale I, die sich in unmittelbarer Nähe zum Artefaktursprung befinden.

Drei Patienten erhielten eine artefaktreduzierende Sequenz WARP bei 3 T bei einer gemessenen Permeabilität von $\mu_r \text{ max.} = 1,999$, $1,999$ und $1,400$. Hier beschränkte sich das Artefakt der Metallobjekte mit $\mu_r = 1,999$ und $1,400$ auf Nasen- und Nasennebenhöhle, Mundhöhle und Rachen, die der Schale I zugeordnet sind. Für $\mu_r \text{ max.} = 1,400$ zeigte sich, dass neben den Strukturen der Schale I (Nasen- und Nasennebenhöhle, Mundhöhle und Rachen) auch Strukturen der Schale III betroffen waren (Medulla spinalis und Collum). Zwei Fälle ohne die artefaktreduzierende Sequenz WARP mit ähnlichen μ_r -Werten bei 3 T ($1,394$ und $1,387$) der intraoralen Metalle zeigten, dass die Artefakte hier ausgeprägter waren. Das Artefakt erstreckte sich in weiter entfernte Strukturen, sodass hier neben den Strukturen der Schale I und II auch Truncus cerebri und Cerebellum der Schale III nicht beurteilbar waren. Die Abbildung 5 zeigt die Artefaktausbreitung bei einer Objekt-Permeabilität $\mu_r = 1,332$ in zwei Ebenen bei T2 - TSE transversal WARP. Verglichen dazu die Abbildung 6 desselben Patienten ohne Apparatur.

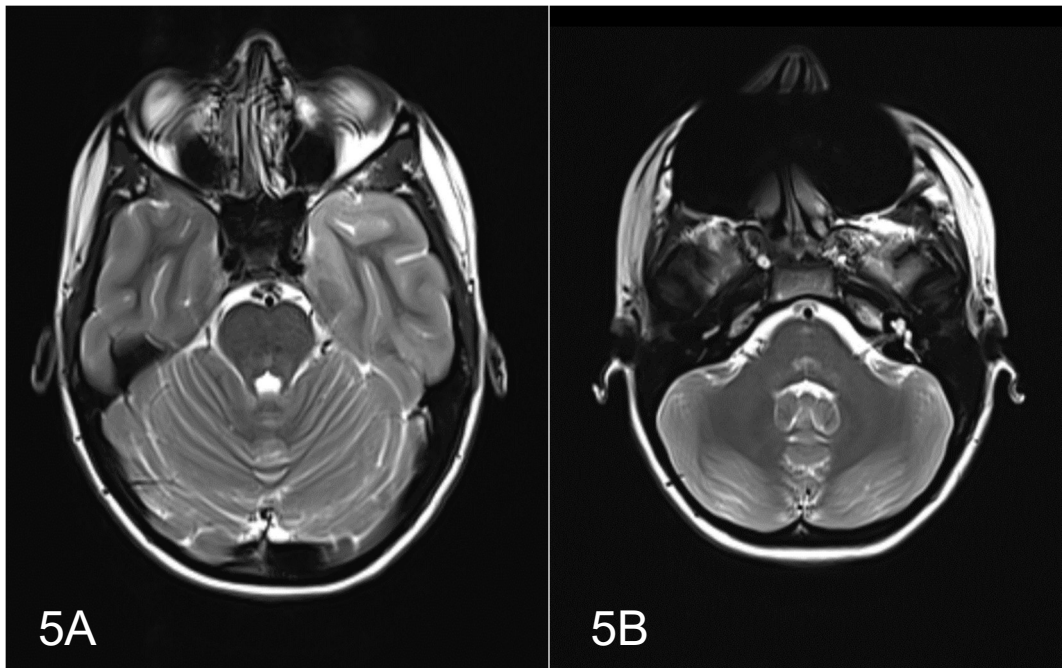


Abb. 5: Fall 17: T2 TSE-Sequenz transversal bei 3 T, WARP, Metallobjekte mit $\mu_r = 1,332$. (Hier wurde zusätzlich zur T2 TSE transversalen eine weitere Bildgebung mit WARP durchgeführt, die aber keine Verbesserung in der Auswertungsmöglichkeit brachte.)

5A: Artefakt im Bereich der Kieferhöhle bei sonst regelrechter Darstellung der Strukturen. Nasenscheidewand deutlich vom Artefakt betroffen.

5B: Weiter vom Artefaktursprung entfernte Strukturen der Orbita sind beeinträchtigt, aber dennoch anatomisch zuzuordnen. Regelrechte Darstellung des Neurokraniums.

Vergleiche Abb. 6: Fall 17 nach Materialentfernung mit korrekter Darstellung der Strukturen.

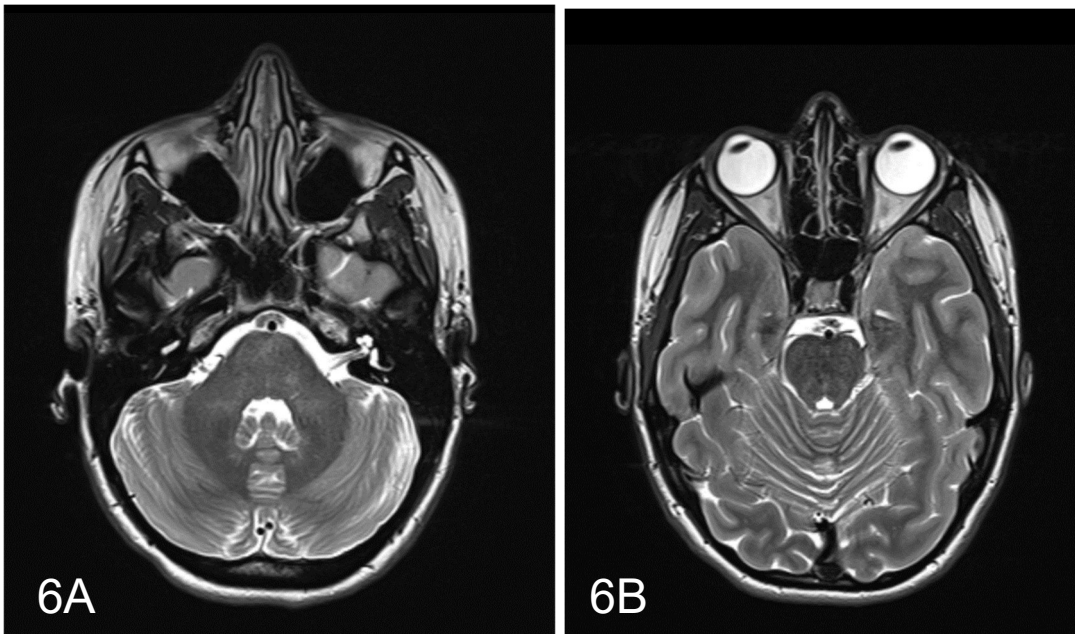


Abb. 6A und B: 3 T - T2 TSE transversal: Vergleichsbilder der gleichen Schnittebene des Patienten aus Abb. 5 ohne Apparatur

Korrelation zwischen μ_r und T2 TSE sagittal

Die Tabelle 16 stellt die Artefaktausbreitung in dieser Sequenz bei 1,5 und 3 T dar.

Tabelle 16: Diagnostische Möglichkeit der Strukturen und Permeabilität in T2 - TSE sagittal

Region	Struktur	1,5T	1,5T WARP	3TWARP	3TWARP	3TWARP	3T	3T	3T	3T	3T	3T	3T	3T
Telencephalon	Lobus frontalis	2	x	1	1	1	3	1	12	3	x	1	1,036 Pat8	3T
	Lobus parietalis	1	x	1	1	1	1	1	1	1	1	x	1,084 Pat3	3T
	Lobus occipitalis	1	x	1	1	1	1	1	1	1	1	x	1,332 Pat17	3T
	Lobus temporalis	2	1	1	1	1	3	1	1	1	2	x	1,394 Pat16	3T
	Hippocampus	1	1	1	1	1	3	1	1	1	1	x	1,824 Pat25	3T
	Thalamus	1	x	1	1	1	3	1	1	1	1	x	1,821 Pat14	3T
	Globus pallidum & nucleus putamen	1	x	1	1	1	3	1	1	1	1	x	1,999 Pat12	3T
	Mesencephalon	1	1	1	1	1	2	1	1	1	1	x	1,387 Pat5	3TWARP
	Pons	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1,4 Pat 2	3TWARP
	Medulla oblongata	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1,611 Pat4	3TWARP
Cerebellum	Cerebellum	1	1	1	1	1	2	1	1	1	1	1	1,275 Pat22	1,5T WARP
	Medulla spinalis	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1,332 Pat18	1,5T
Angulus pontocerebellaris et auris int.	Angulus pontocerebellaris et auris interna	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1,332 Pat18	1,5T
	Articulatio temporomandibularis	2	1	2	2	2	2	2	2	2	2	2	1,275 Pat22	1,5T WARP
Orbita	Apex orbitalis, sinus cavernosus, foramen ovale	3	1	2	2	2	4	3	2	2	4	x	1,332 Pat18	1,5T
	Clivus, canalis caroticus, apice ossis petrosus	1	1	1	1	1	3	1	1	1	3	x	1,332 Pat18	1,5T
	N.opticus et orbita	3	1	2	2	2	4	3	3	3	4	x	1,332 Pat18	1,5T
Cavitas nasi et sinus paranasales	Cavitas nasi	4	2	3	4	4	4	4	4	4	4	4	1,332 Pat18	1,5T
	Sinus frontale	1	1	1	1	1	1	1	1	2	2	3	x	1,332 Pat18
Cavitas oris et pharynx	Sinus maxillare	4	1	3	4	4	4	4	4	4	4	4	1,332 Pat18	1,5T
	Cellulae ethmoidale	3	1	2	2	3	4	4	4	4	4	x	1,332 Pat18	1,5T
	Sinus sphenoidales	2	1	1	1	3	4	2	2	2	4	x	1,332 Pat18	1,5T
Collum	Lingua	4	3	4	4	4	4	4	4	4	4	4	1,332 Pat18	1,5T
	Oropharynx	3	1	1	4	4	4	3	3	3	4	4	1,332 Pat18	1,5T
	Nasopharynx	1	1	1	2	3	4	2	2	1	2	4	1,332 Pat18	1,5T
	Hypopharynx	x	1	1	3	3	3	x	x	2	3	3	1,332 Pat18	1,5T
Vertebrae cervicales (3-7)	Atlas	1	1	1	2	4	4	1	1	2	4	4	1,332 Pat18	1,5T
	Axis	1	1	1	2	4	4	1	1	2	4	4	1,332 Pat18	1,5T
	Vertebrae cervicales (3-7)	x	1	1	2	4	4	1	1	2	4	4	1,332 Pat18	1,5T
	Larynx et epiglottis	x	1	1	1	4	4	x	1	x	x	1	1,332 Pat18	1,5T

Es ist hier eine tendenzielle Korrelation von Artefaktausdehnung und Permeabilität zu erkennen. Bei Permeabilitätswerten $\mu_r = 1.275$ (1,5 T) und $\mu_r = 1,036$ (3 T) sind alle Strukturen auswertbar. Nur Zunge und Kieferhöhle (Schale I), zeigen moderate Artefakte, die eine Diagnostik erschweren, aber nicht unmöglich machen.

Bei den Fällen mit Permeabilitätswerten oberhalb des Messbereiches ($\mu_r > 1,999$), bei 1,821 und 1,824 kommt es im 3 T-Hauptfeld zu schweren Artefakten im Bereich von Zunge, Nasennebenhöhlen und Nase. Dies sind Strukturen in unmittelbarer Nachbarschaft zur Mundhöhle (Schale I). Für $\mu_r > 1,999$ wird deutlich, dass auch Strukturen der Orbita (Schale II) und das Rückenmark (Schale III) nicht diagnostisch auswertbar sind. Die Artefakte betreffen bei den Permeabilitätswerten 1,394 (Fall 16) und 1,332 (Fall 17) bei 3 T die Strukturen der Schalen I und II. Zusätzlich zu Zunge, Nase und Nasennebenhöhlen sind also auch der Rachen und die Augenhöhle nicht diagnostisch auswertbar. Dagegen ist die Diagnostik des Kiefergelenks durch das Artefakt nicht oder wenig beeinträchtigt.

Der Vergleich von WARP bei 3 T zeigt, dass die Artefaktausdehnung nahezu gleich wie ohne WARP bei ähnlichen Permeabilitätswerten verläuft. Unser Patientenkollektiv enthielt insgesamt wenige Fälle mit WARP, sodass die Vergleichsmöglichkeiten zu konventionellen Sequenzen limitiert waren.

Die Abbildung 7 zeigt zwei Schnittbilder des Falls 4 mit einer gemessenen Permeabilität $\mu_r = 1,611$ bei 3 T und Anwendung der Artefaktreduktion durch WARP. In beiden Schnitten erstreckt sich das Artefakt von der Mundhöhle bis in die Augenhöhle, wobei die Anatomie der Augenhöhle und ihres Inhalts noch abgrenzbar ist. Lediglich die Zunge ist durch das Artefakt unkenntlich. Alle weiteren auf den beiden Schnittbildern dargestellte Strukturen des Neurokraniums sind nicht durch das Artefakt betroffen.

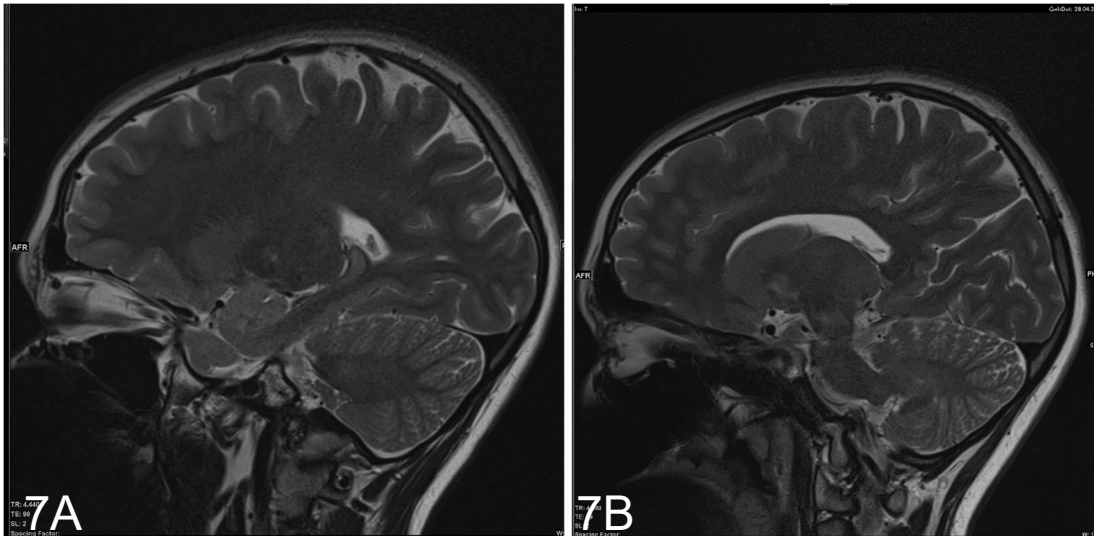


Abb. 7: Fall 4 bei 3 T - T2 TSE sagittal WARP und gemessener Permeabilität $\mu_r = 1,611$.
 7A: Paramedianschnitt mit Darstellung der Orbita und der lateralen Cavitas nasi.
 7B: Medianschnitt mit Darstellung der Nasenscheidewand und lateralen Orbita.

Abbildung 8 demonstriert die nur umschriebene Artefaktausdehnung in zwei sagittalen Schnittbildern bei der vergleichsweise geringen Permeabilität $\mu_r = 1,036$. Es sind nur Mundhöhle, Zunge und Kieferhöhle betroffen (mit „Rot“ bewertet), alle anderen Strukturen sind ungestört diagnostizierbar.

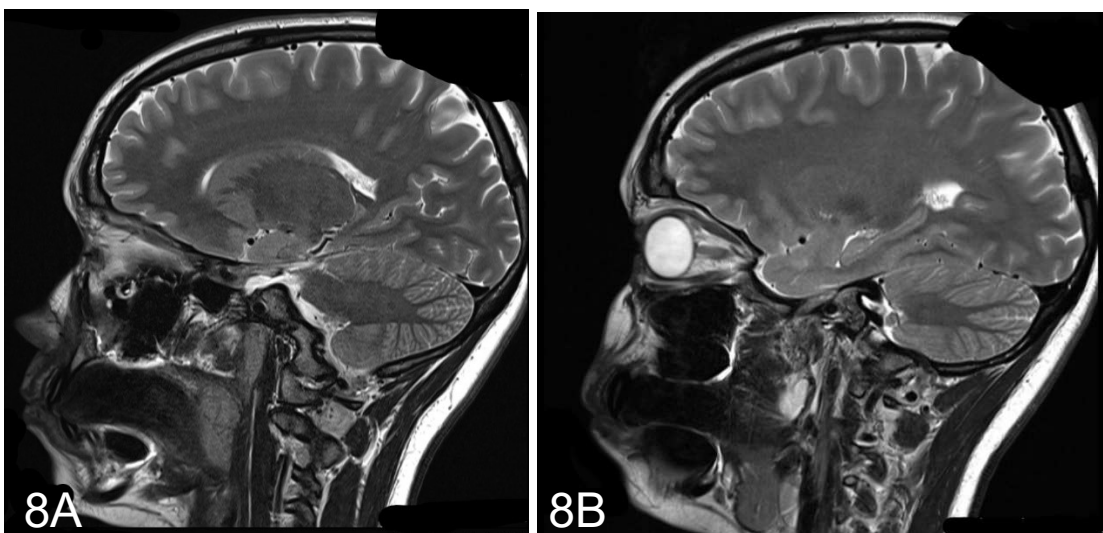


Abb.8: Fall 8 bei 3 T - T2 TSE sagittal und gemessener Permeabilität $\mu_r = 1,036$.
 8A: Paramedianschnitt mit Darstellung des lokalen Artefakts im Bereich der Mundhöhle und Zunge, sowie der Kieferhöhle.
 8B: Medianschnitt mit Darstellung des lokalen Artefakts im Bereich der Mundhöhle und Zunge, sowie der Kieferhöhle.

Die Abbildung 9 zeigt den Fall 18 mit einer Permeabilität $\mu_r = 1,332$. Neben Mundhöhle, Zunge und Kieferhöhle ist auch die Nasenhöhle durch das Artefakt so stark betroffen, dass eine diagnostische Bewertung unmöglich ist. Dies sind entsprechenden Strukturen der Schale I. Zudem ist die Bewertung von Orbita (Schale II), Cellulae ethmoidale und Oropharynx stark eingeschränkt. Verglichen mit dem Fall aus Abb. 8 wird deutlich, dass hier bei einem größeren Permeabilitätswert auch die Artefaktausdehnung größer ist.

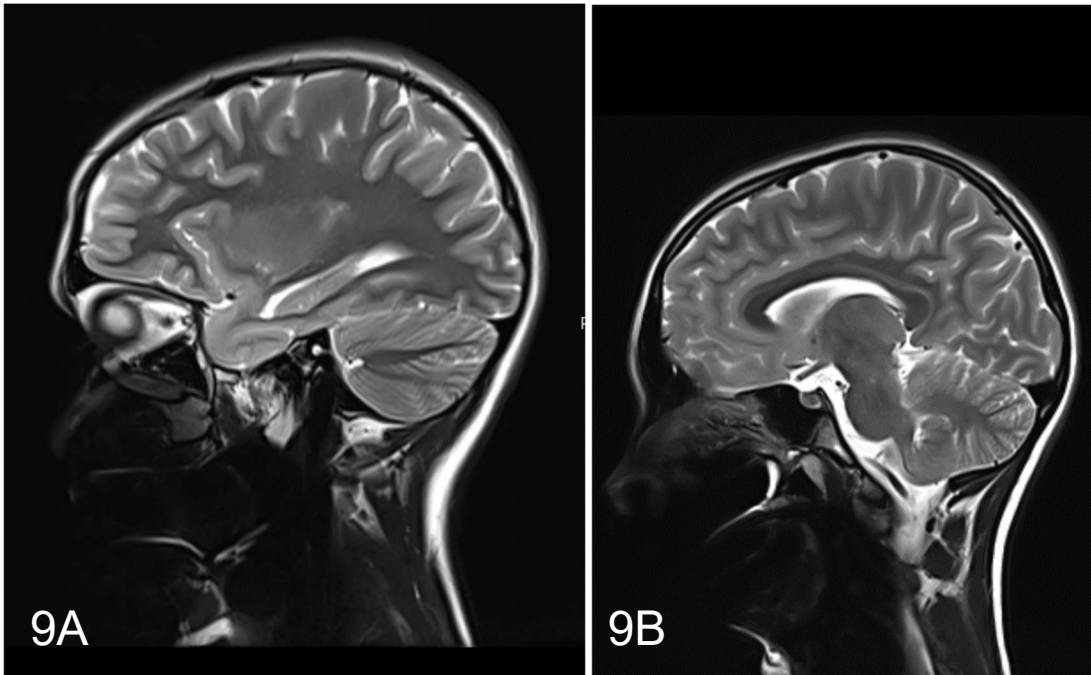


Abb. 9: Fall 18 T2 - TSE sagittal bei 1,5 T mit Objekt-Permeabilität $\mu_r = 1,332$
9A Paramedianschnitt: Das Artefakt betrifft Mundhöhle, Zunge, Oropharynx, Nase, Orbita.
9B Medianschnitt: Artefakt im Bereich von Mundhöhle, Zunge, Oropharynx und Nase.

Die Abbildung 10 dient dem Vergleich des Falls Nr. 18 (Abb.9) ohne intraorale Apparatur. Hier ist eine regelrechte, artefaktfreie Darstellung des Neuro- und Viszerokraniums gegeben.

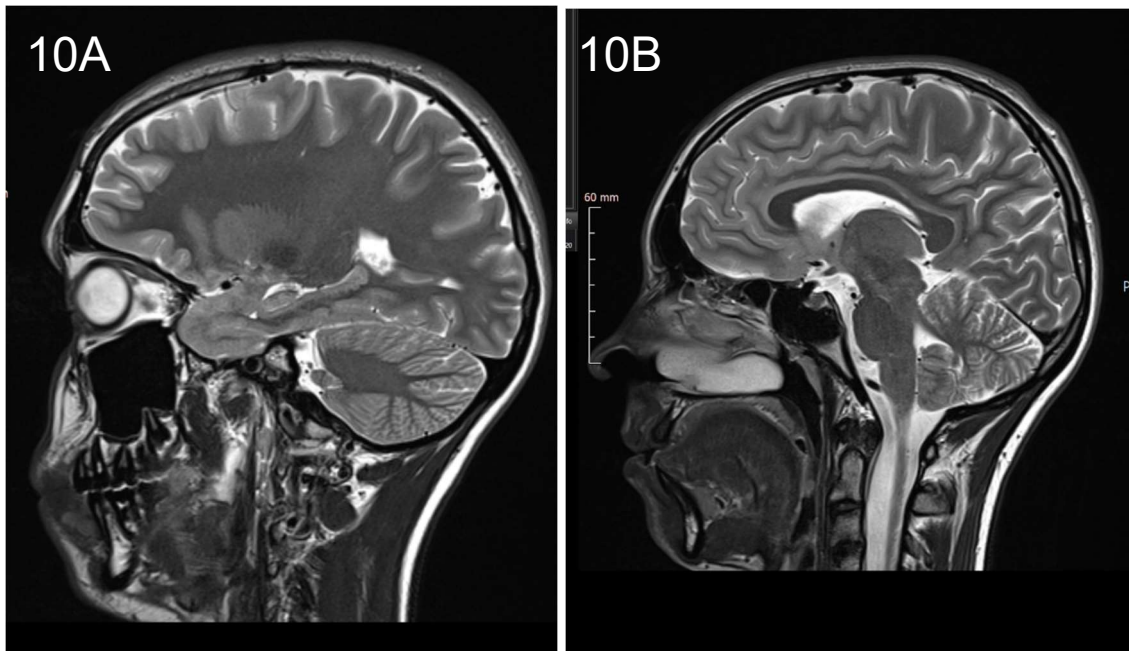


Abb. 10: Fall 18: T2 - TSE sagittal bei 3 T: Vergleichsbilder des Patienten aus Abb. 9 ohne Apparatur.

10A: Paramedianschnitt.

10B: Medianschnitt.

Korrelation zwischen μ_r und T1 - TSE transversal

Die Bewertung der diagnostischen Möglichkeit unter Berücksichtigung der maximal gemessenen Permeabilitätswerte zeigt Tabelle 17.

Hier wird deutlich, dass vor allem Strukturen nicht auswertbar sind, die in unmittelbarer Nähe zur Mundhöhle liegen (Schale I). Für Permeabilitätswerte $\mu_r < 1,39$ sind sowohl bei 1,5 als auch bei 3 T mehr Strukturen diagnostisch auswertbar. Permeabilitätswerte $\mu_r > 1,39$ führen zu einer Ausdehnung der Artefakte in die Region Orbita (Schale II) und einer größeren Beeinträchtigung der Diagnostik der Nasennebenhöhlen.

Tabelle 17: Diagnostische Möglichkeit der Strukturen und Permeabilität in T1 - TSE transversal

Region	Struktur	1,5T	1,5T	1,5T	1,5T	1,5T	1,5T	1,5T	1,5T	1,999 Pat 12	1,999 Pat 10	1,4 Pat 2	1,397 Pat 5	1,821 Pat 14	3T	3T	
Telencephalon	Lobus frontalis	1	3	3	1	2	3	1	2	3	1	1	2	1	2	3	2
	Lobus parietalis	1	1	2	1	x	1	1	x	1	1	1	1	1	1	1	1
	Lobus occipitalis	1	1	2	1	x	1	1	x	1	1	1	1	1	1	1	1
	Lobus temporalis	1	3	3	1	2	3	1	2	3	1	1	2	3	3	3	2
	Hippocampus	1	2	4	1	x	2	1	x	2	1	1	1	1	1	1	1
	Thalamus	1	2	3	1	x	2	1	x	1	1	1	1	1	1	1	1
	Globus pallidum & nucleus putamen	1	3	3	1	1	3	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
	Mesencephalon	1	1	3	1	x	1	1	x	1	1	1	1	1	1	2	1
	Pons	1	1	2	1	x	1	1	x	1	1	1	1	1	1	3	1
	Medulla oblongata	1	1	1	1	x	1	1	x	2	1	1	1	1	1	3	1
Cerebellum	1	1	3	1	x	1	1	x	2	1	1	1	1	1	2	1	
Medulla spinalis	1	x	x	1	x	x	1	x	x	x	1	1	1	x	x	1	
Angulus pontocerebellaris, auris int.	3	1	1	2	1	x	1	x	1	1	1	1	1	1	4	2	
Articulatio temporomandibularis	x	1	1	2	1	2	1	2	3	2	2	1	1	3	4	2	
Orbita	Apex orbitalis, sinus cavernosus, foramen ovale	3	1	3	4	2	2	4	2	4	2	2	2	4	4	2	2
	Clivus, canalis caroticus, apice ossis petrosus	3	1	2	2	2	2	2	2	2	1	1	1	1	4	1	
Cavitas nasi et sinus paranasales	N. opticus et orbita	4	2	3	4	3	3	4	2	4	2	3	3	3	4	2	2
	Cavitas nasi	1	2	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	3	4	3	3
	Sinus frontale	4	1	1	4	1	2	4	1	4	1	1	1	1	3	1	1
	Sinus maxillare	3	3	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4
Cavitas oris et pharynx	Cellulae ethmoidale	3	1	2	4	2	3	2	3	4	2	3	2	1	4	2	2
	Sinus sphenoidales	1	2	4	4	2	2	4	2	4	3	2	3	3	4	2	2
	Lingua	x	x	x	x	4	4	4	4	4	x	x	x	x	x	x	x
Collum	Oropharynx	x	x	x	x	2	2	x	2	4	x	x	x	x	x	x	x
	Nasopharynx	x	1	3	2	3	3	2	3	4	2	1	1	2	4	3	3
	Hypopharynx	x	x	x	x	2	2	x	2	x	x	x	x	x	x	x	x
Vertebrae cervicales (3-7)	Atlas	x	x	x	x	1	2	1	2	x	x	x	x	1	x	2	2
	Axis	x	x	x	x	2	2	x	2	x	x	x	x	x	x	x	x
	Vertebrae cervicales (3-7)	4	x	x	x	x	2	x	2	x	x	x	x	x	x	x	x
	Larynx et epiglottis	1	x	x	x	2	2	x	2	x	x	x	x	x	x	x	x

Diese Tendenz gilt nicht für alle Permeabilitätswerte $\mu_r < 1,39$. Vier Patienten erhielten die artefaktreduzierende Sequenz „WARP“. Hier sind bei 3 Patienten mit Permeabilitätswerten von $\mu_r = 1,999 / 1,4$ und $1,397$ nur Strukturen der Schale I betroffen (Zunge, Kiefer- und Nasenhöhle). Ein weiterer Patient mit einem Permeabilitätswert $\mu_r = 1,999$ zeigte eine Artefaktausdehnung über die Schale I hinaus bis in die Orbita (Schale II). Weitere Strukturen waren durch das Artefakt nicht betroffen. Bei einem Patienten mit ähnlicher Objekt-Permeabilität ($\mu_r = 1,394$) ohne „WARP“ in 3 T breitete sich das Artefakt in weiter von der Mundhöhle entfernte Gebiete (Augenhöhle, Kleinhirnbrückenwinkel und Innenohr) der Schale II aus.

Die Abbildung 11 zeigt die Artefaktausdehnung bei einer gemessenen Permeabilität $\mu_r = 1,301$. Es sind vor allem Strukturen in unmittelbarer Nähe zur Mundhöhle betroffen. Die Mundhöhle selbst lag hier außerhalb des Bildbereichs.

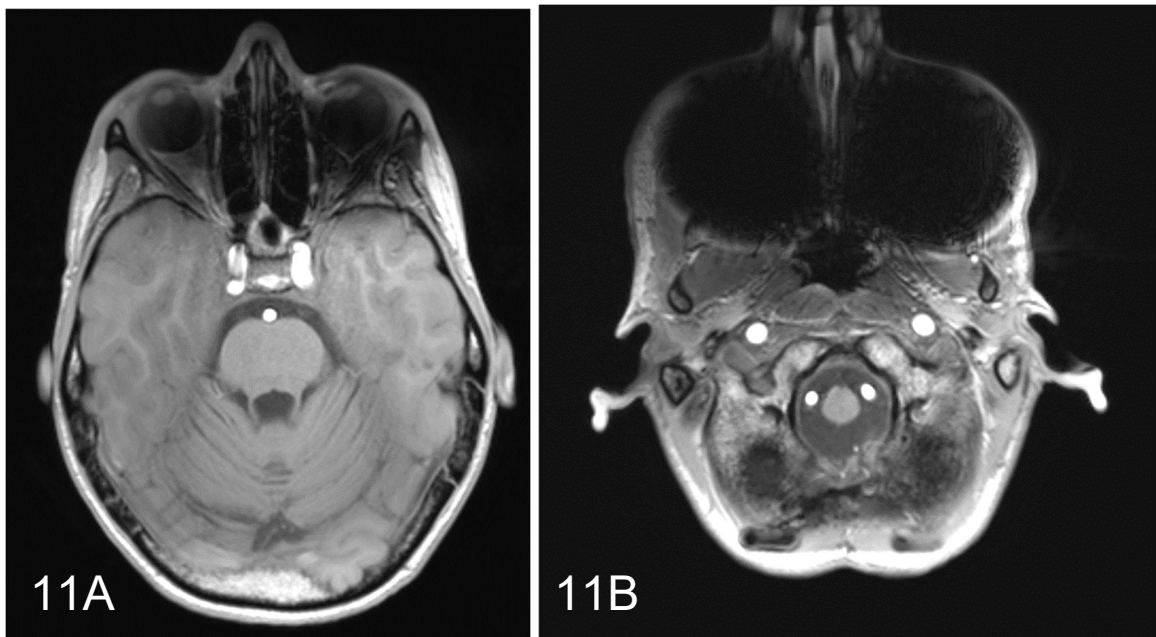


Abb. 11: Fall 15 Artefaktausdehnung in 3 T - T1 fl2d transversal bei $\mu_r = 1,301$.

11A: Schnittbild auf Höhe der Orbita, die vor allem links durch das Artefakt leicht beeinträchtigt ist. Artefaktfreie Abbildung der Großhirnloben, Pons, A. vertebralis, A. Carotis interna. Sinus sphenoidale und Cellulae ethmoidale zeigen artefaktbedingt eine leichte Unschärfe.

11B: Schnittbild durch die beiden Sinus maxillare mit deutlicher Artefaktausbreitung, sowie Erzeugung einer Inhomogenität im Bereich des kaudalen Cerebellums. Das Kiefergelenk, die Nasenscheidewand, Carotis interna, A. vertebralis, sowie alle weiteren Strukturen sind regelrecht dargestellt.

Die Abbildung 12 zeigt analoge Schnittbilder des Falls 11 ohne intraorale Apparatur.

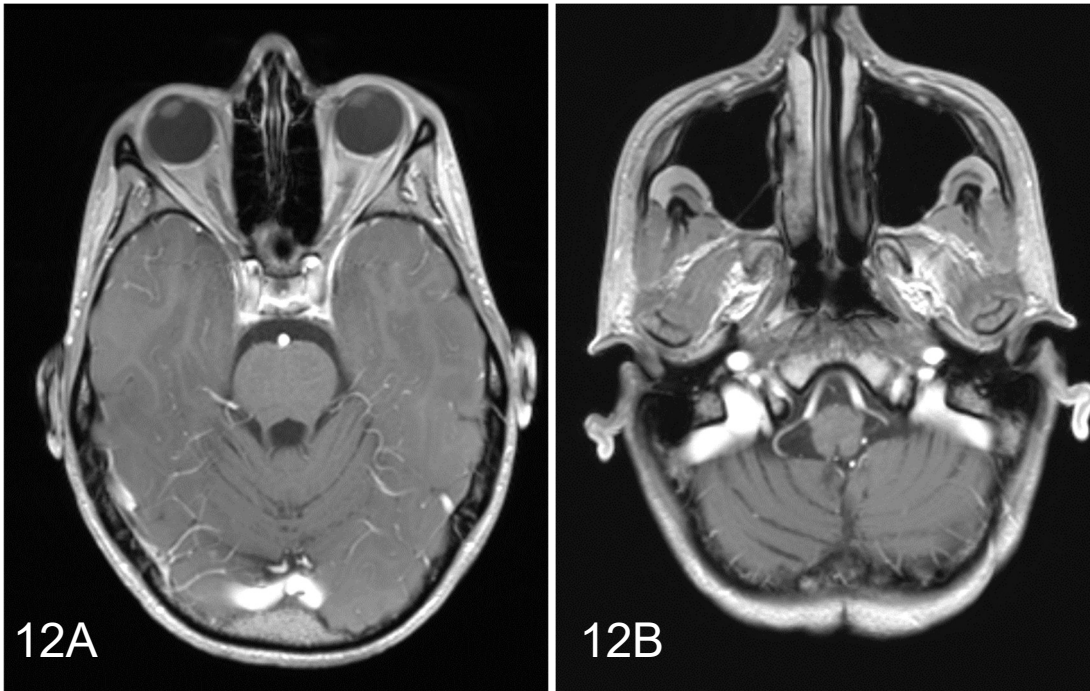


Abb. 12: 3 T - T1 fl2d transversal: Vergleichsbilder des Falles aus Abb.12 ohne Apparatur.
 12A: Schnittbild auf Höhe der Orbita.
 12B: Schnittbild durch die beiden Sinus maxillare.

3.2.5 Korrelation von μ_r und Beantwortbarkeit der diagnostischen Fragestellung

Bezogen auf die radiologische Fragestellung war es in fünf von 26 Fällen nicht möglich, die MRT Aufnahmen zu beurteilen. Hier wurde eine erneute Bildgebung nach Materialentfernung angeordnet. Für die Mehrheit (14 von 26 Fällen) wurde eine eingeschränkte Beurteilbarkeit vermerkt und für genauere Diagnostik ebenfalls eine erneute Bildgebung nach Materialentfernung angeregt. Lediglich in sieben von 26 Fällen führte das Artefakt zu keiner diagnostischen Beeinträchtigung. Da im Rahmen dieser Studie bei zwei Fällen keine Angaben zur verwendeten orthodontischen Apparatur eruierbar waren, werden im Folgenden die 24 Fälle mit gemessener Permeabilität betrachtet (Tabelle 18).

Tabelle 18: Klinische Fragestellungen und radiologische Beurteilbarkeit der Sequenzen

Fall Nr.	Klinische Frage	μ_r max.	B_0 [T]	Sequenzen	Diagnostizierbarkeit
2	Verlauf Syringomyelie	1,40	3	T1-TSE-WARP tra	möglich
				T2-TSE-WARP sag	möglich
				T2-TSE-WARP tra	möglich
				EPI	nicht möglich
4	Verlauf Neuro-fibromatose 1	1,611	3	T2-TSE transversal	möglich
				T2-TSE-WARP sag	möglich
				EPI	nicht möglich
8	Rezidivierende Kopfschmerzen	1,036	3	T2-TSE transversal	möglich
				T2-TSE sagittal	möglich
				EPI	möglich
9	Ausschluss Apoplex	1,417	3	EPI	nicht möglich
22	Unbekannt	1,275	1,5	T2-TSE sagittal	möglich
				EPI	nicht möglich
23	Blutung, Phlegmone des Auges	1,492	1,5	T1-TSE transversal	möglich
				T2-TSE transversal	möglich
				EPI	nicht möglich
3	Mykoplasmenpneumonie und Parese	1,084	3	T2-TSE transversal	möglich
				T2-TSE sag	möglich
6	Ausschluss Läsion	1,214	3	EPI	nicht möglich
10	Toxoplasmose	1,999	3	T1-TSE-WARP tra	möglich
				T2-TSE-WARP tra	möglich
				EPI	nicht möglich
13	V.a. Zerebralinfarkt	1,332	3	EPI	nicht möglich
14	Trauma bei Blutung nach SHT	1,821	3	T1-TSE transversal	möglich
				T2-TSE transversal	eingeschränkt
				T2-TSE sagittal	möglich
				EPI	nicht möglich
15	Verlauf Medulloblastom	1,301	3	T1-TSE transversal	möglich
				T2-TSE transversal	eingeschränkt
				EPI	nicht möglich
16	Cerebellumveränderung bei Neuro-fibromatose 1	1,394	3	T1-TSE transversal	möglich
				T2-TSE transversal	eingeschränkt
				T2-TSE sagittal	möglich
				EPI	nicht möglich
17	Cervicale Syrinx	1,332	3	T2-TSE transversal	stark eingeschränkt
				T2-TSE sagittal	stark eingeschränkt

18	Cervicale Syrinx	1,332	1,5	T1-TSE transversal	eingeschränkt
				T2-TSE transversal	eingeschränkt
				T2-TSE sagittal	möglich
				EPI	nicht möglich
20	Fokussuche präaurikuläre Fistel	1,40	1,5	T1-TSE transversal	eingeschränkt
				T2-TSE transversal	möglich
				EPI	nicht möglich
21	OP-Kleinhirnbrücken-Neurinom mit Facialis-Parese	1,415	1,5	T1-TSE transversal	möglich
				T2-TSE transversal	eingeschränkt
				EPI	nicht möglich
24	Entzündliche ZNS Erkrankung	1,41	1,5	T1-TSE transversal	möglich
				T2-TSE transversal	möglich
				EPI	nicht möglich
25	zerebrale Blutung Trauma	1,824	3	T2-TSE transversal	eingeschränkt
				T2-TSE sagittal	eingeschränkt
				EPI	nicht möglich
5	Verlauf Kleinhirnläsion	1,387	3	T1-TSE-WARP tra	Möglich
				T2-TSE transversal	nicht möglich
				T2-TSE-WARP sag	Möglich
				EPI	nicht möglich
7	Z.n. Retinoblastomentfernung	1,524	3	EPI	nicht möglich
12	entzündliche Läsion	1,999	3	T1-TSE-WARP tra	nicht möglich
				T2-TSE sag	nicht möglich
				T2-TSE-WARP tra	nicht möglich
				EPI	nicht möglich
26	CCALD Verlauf	1,827	3	T2-TSE transversal	nicht möglich
19	Fokussuche Fistel reg. 48	1,35	1,5	T1-TSE	nicht möglich

Es wird deutlich, dass in einzelnen Sequenzen eine Bildbeurteilung möglich ist, auch wenn dies in der Gesamtheit der Sequenzen des jeweiligen Falles nicht gegeben ist. Aus dieser Tabelle ist auch die Komplexität der Entscheidungsfindung erkennbar. Es bedarf bei der Prädiktion der Diagnostizierbarkeit der synoptischen Betrachtung folgender Aspekte:

- die je nach Fragestellung zu bewertenden Strukturen/Regionen,
- die Artefaktanfälligkeit der verschiedenen Sequenzen,
- die magnetische Permeabilität der intraoral befindlichen Legierungen,

welche in der nachfolgenden Diskussion vorgenommen werden soll.

3.3 Diskussion

3.3.1 Diskussion der Methode

Rekrutierung der Studienteilnehmer

Dieser Prozess gestaltete sich schwierig, denn am Ende konnten trotz doppeltem Anschreiben nur 26 von 122 möglichen Kandidaten eingeschlossen werden. Weil es bei zwei Teilnehmern nicht gelang, die nötigen Materialangaben zu recherchieren, waren diese Fälle für die abschließende Auswertung nicht geeignet. Die Teilnehmer dieser retrospektiven Untersuchung hatten jeweils verschiedene MRT Sequenzen durchlaufen, deren Einstellungen sich außerdem in vielen Fällen unterschieden. Weil aber immer nur analoge Sequenzen und Feldstärken direkt miteinander vergleichbar waren, standen pro Sequenz nur wenige Fälle zur Verfügung. Diese Unterschiede beruhten auf speziellen diagnostischen Anforderungen an die Bildgebung. In einer auf dieser Pilotstudie aufbauenden weiteren Untersuchung wäre es möglich, für direkte Vergleiche sowohl die Sequenzauswahl als auch die Geräteeinstellungen zu standardisieren.

Materialrecherche

Diese Recherche bei den jeweils behandelnden Kieferorthopäden stellte eine unvorhergesehene Schwierigkeit dar. Oft konnten erst nach langwierigen Rückfragen plausibel fehlerfreie Informationen über das zum Zeitpunkt der MRT intraoral befindliche Material erlangt werden. Auch die nachfolgende Recherche bei den Herstellern oder Vertreibern war aus verschiedenen Gründen sehr zeitaufwändig: eine mitunter geringe Kooperationsbereitschaft, oft sehr ungenaue Materialangaben und am häufigsten die Unkenntnis der genutzten Stahlsorten. In Tabelle 10 sind auch die Produkte aufgeführt, zu denen trotz intensiver Recherche keine geeignete Auskunft erhältlich war.

Allein diese Probleme bei der Recherche zeigen deutlich, wieviel sinnvoller eine direkt auf den Objekten erfolgende Bestimmung der Magneteigenschaften ist. Dies wird durch eine zweite Problematik gestützt, welche durch die weit verbreitete Verwendung von Edelstahl zur Herstellung von orthodontischen Brackets, Tubes, Drähten, Bändern und Schrauben entsteht. Bei Edelstählen sind die Anteile von austenitischen, martensitischen und ferritischen Gefügestrukturen für die magnetische Eigenschaft ausschlaggebend. Der Übergang zwischen den Gefügen ist bei einigen

Stahlsorten variabel. So gilt für die metastabilen austenitischen Edelstähle, dass es bereits bei Raumtemperatur durch Kaltverformung zur Entstehung martensitischer Gefügeanteile kommen kann (13). Dies wurde bei einem unserer Patientenfälle deutlich (Fall 9). Hier bestand der palatinale Stahlbogen der Apparatur aus der federharten Stahlsorte 1.4310. Auf Grund seines austenitischen Gefüges war ein Permeabilitätswert nahe 1,01 zu erwarten. Beim Abtasten mit dem Messgerät fanden wir aber eine maximale Permeabilität μ_r von 1,417. Dieser Wert, bei dem mit deutlichen Artefakten zu rechnen ist, trat an den beiden Biegestellen zwischen Seiten- und Frontzahnbogen auf. Solche hoch relevante Permeabilitätsveränderungen durch Kaltverformung metastabiler Austenite sind nur mit einer direkten Messung zu ermitteln. Sie können nicht den Produktinformationen entnommen werden.

Der gleiche Effekt kann bei Attachments auftreten, die aus verschiedenen Bauteilen unterschiedlicher Stahlsorten zusammengesetzt sind. Ein typisches Beispiel trat bei Fall 25 auf. Die dabei verwendeten Molarenbänder sollten laut Herstellerangabe aus einer NiTi-Legierung bestehen, deren μ_r bei 1,001 liegt. Die Permeabilitätsmessung ergab allerdings mit 1,824 einen sehr deutlich höheren Wert. Er stammte von einem kleinen aufgeschweißten Röhrchen, welches vermutlich wegen seiner höheren mechanischen Belastbarkeit aus einer ferromagnetischen Stahlsorte produziert worden war. Ohne die direkte Permeabilitätsmessung hätte man anhand der Produktbezeichnung auch hier nicht mit einem Artefakt gerechnet.

Charakterisierung der Artefaktausdehnung

Einige der bisherigen Phantom-Studien zur Artefaktausdehnung um verschiedene metallische Medizinprodukte beschränkten sich auf eine rein deskriptive Einteilung entweder in verschiedene Schweregrade oder in Bezug auf das Eigenvolumen der Artefakt auslösenden Implantate (41,42) .

Eine weitere Möglichkeit ist die zwei- oder auch dreidimensionale Vermessung des maximal vorkommenden Artefaktradius oder Durchmessers (28). Dabei kommt es jedoch wegen der nicht rotationssymmetrischen Artefaktausbildung und durch auftretende Feldinhomogenitäten zwangsläufig zu einem methodischen Fehler. Nimmt man den maximalen Radius eines Artefaktes als Maß, so erscheinen die Artefaktformationen in Gradientenechosequenzen nur geringfügig größer als bei den auf den ersten Blick viel kleineren Artefakten in Spinechosequenzen. Bei diesen kommt es aber oft aufgrund lokaler Feldinhomogenitäten zu Phasenkodierungsfehlern,

wodurch peripher des eigentlichen Artefaktes weitere umschriebene Bildstörungen auftreten. Bei strenger, sicherheitsorientierter Auslegung des „maximalen Artefaktradius“ wurden sie in Phantom-Studien in die Messung einbezogen, obwohl sie bei der Diagnostik am Patienten weniger bedeutsam sind (4,17).

Außerdem ist es schwierig, Artefaktradien diagonal durch aufeinanderfolgende Schichten zu messen. Das hier genutzte Programm ‚Centricity‘ besitzt kein dreidimensionales Messinstrument. Zudem stellen die hier untersuchten orthodontischen Apparaturen komplexe geometrische Figuren dar, die sich der Festlegung eines Mittelpunktes für einen von dort ausgehenden Radius entziehen.

Und schließlich traten in unserer Studiengruppe vor allem durch Pulsation der großen Arterien (hier vor allem der Arteria carotis interna und A. vertebralis mit ihren jeweiligen Hauptästen) Bewegungsartefakte auf. Es konnte in einigen Fällen nicht sicher unterschieden werden, ob diese Pulsation oder das Metall für die Artefaktbildung primär ursächlich waren. Auch dadurch erschien die Größe der entstandenen Artefakte nicht klar abgrenzbar und die metrische Bestimmung eines Durchmesser oder Radius unmöglich.

In einer Studie aus dem Jahr 2019 wurde trotz der oben beschriebenen Problematik der Radius des von einem Cochlea Implantat ausgehenden Artefakts gemessen (36). Die Autoren berichteten ebenfalls von weiter entfernt und nur lokal auftretenden Zusatzartefakten, deren Einbeziehung zur Verdopplung des ursprünglich gemessenen Radius führten (36). Für ein solch spezielles Produkt, welches stets an derselben anatomischen Region verankert wird, kann diese Art der Messung durchaus sinnvoll sein, nicht jedoch für orthodontische Produkte, die regelhaft über die gesamte Mundhöhle verteilt befestigt sind.

In dieser Arbeit liegt deshalb der Fokus auf den bei der Routinediagnostik regelmäßig zu bewertenden anatomischen Strukturen. Um trotzdem auch den Faktor der Entfernung vom artefaktauslösenden Objekt einzubeziehen, wurden diese Strukturen in einem Modell perioral angeordneter topographisch-anatomischen Schalen geordnet (Tabelle 5).

Die Bestimmung des Artefaktdurchmessers in der Scout-Aufnahme zeigte eine große Bandbreite an Messwerten. Nur ein erfahrener Radiologe kann, orientiert an der klinischen Fragestellung, anhand der Scout-Aufnahmen abschätzen, ob und wie

schwer die zu untersuchende Region beeinträchtigt sein wird, und ob ggf. eine Entfernung des Materials vor einer erneuten MRT Untersuchung indiziert ist.

Sowohl die patientenabhängige Situation als auch die wirtschaftliche Lage der Klinik bzw. Praxis erlauben es nicht immer, nach einer Scout Aufnahme mit großen Artefakten und deshalb folgendem Abbruch des Scans kurzfristig eine erneute Untersuchung nach Materialentfernung vorzunehmen. Vor allem für Kinder, bei welchen die MRT oft nur unter Sedierung möglich ist, stellt die Wiederholung eine enorme Belastung dar. Auch außerhalb der Universitätskliniken ist ein erneuter zeitnaher Untersuchungstermin nicht selbstverständlich gegeben. Zudem ist bei Notfallindikationen jede Verzögerung der Untersuchung zu vermeiden. Auch die Entfernung des Materials von einem zahnärztlichen oder kieferchirurgischen Kollegen bedingt eine deutliche Verzögerung der Untersuchung.

Da für jeden Patienten ein anderes Sequenzmuster vorlag, entschieden wir uns, nur die häufig auftretenden Sequenzen mit einer Mindestfallzahl von 13 (entspricht der Hälfte der Studienteilnehmer) zu vergleichen. Es ergaben sich dabei folgende Sequenzen: EPI, T1 TSE transversal, T2 TSE sagittal und T2 TSE transversal, sowie Scout. Die artefaktreduzierende Sequenz WARP wurde einbezogen. Da die beiden T2 gewichteten Sequenzen mit verschiedenen Parametereinstellungen akquiriert wurden und nicht aus dem gleichen Datensatz errechnet sind, wurden sie auch in unserer Untersuchung gesondert betrachtet.

3.3.2 Diskussion der Ergebnisse

Ziel der vorliegenden retrospektiven Pilotstudie war die Prüfung, ob den Radiologen durch konkrete Kenntnis der Magneteigenschaften intraoraler Metallobjekte die Entscheidung über Belassen oder Entfernen dieser Objekte vor einer MR-Tomographie auf einem deutlich valideren Informationsniveau als bisher erleichtert werden kann. Dazu soll dieser neue Prädiktor mit den bisher vorhandenen verglichen werden.

Scout basierte Empfehlung

Unsere Umfrage unter Radiologen ergab, dass in Einrichtungen, in denen der Zeitaufwand einer eventuell nötigen Wiederholungs-Untersuchung realisierbar ist, zunächst die fraglichen Objekte intraoral belassen werden und erst anhand des Ausmaßes der diagnostischen Beeinträchtigung in der Scout Aufnahme über die Materialentfernung entschieden wird (1).

Im Rahmen dieser Studie war es unmöglich herauszufinden, wie oft bereits anhand einer Scoutaufnahme die zu erwartende Nichtdiagnostizierbarkeit erkannt und die Untersuchung abgebrochen wurde. Diese Fälle waren anhand der üblichen Suchkriterien retrospektiv nicht zu ermitteln. Die Bewertung der Sensitivität (richtiges Erkennen der Nichtdiagnostizierbarkeit) dieser Vorhersagemöglichkeit ist daher nur eingeschränkt möglich

Zur Bestimmung der Spezifität konnten wir 21 Fälle mit intraoralen orthodontischen Produkten auswerten, denen eine Scout-Aufnahme vorgeschaltet war. Aus der Tatsache, dass es nach Ansicht dieser 21 Scouts nicht zum Abbruch kam, ist zu schließen, dass der untersuchende Radiologe von einer Diagnostizierbarkeit der im folgenden durchgeführten Sequenzen entsprechend der Fragestellung ausging. Folgerichtig wurden die intraoralen Metallobjekte nicht entfernt.

Bei den 21 Fällen mit Scout wurden anschließend 55 von uns ausgewertete Sequenzen gefahren (Tabelle 13) Davon erwiesen sich, bezogen auf die Fragestellung, 30 als möglich bzw. leicht eingeschränkt möglich diagnostizierbar, während 25 Sequenzen als unmöglich oder stark eingeschränkt auswertbar bewertet wurden.

Literaturbasierte Empfehlung

Dem am MRT tätigen Arzt steht alternativ die vielfach literaturgestützte Aussage, Edeltahlobjekte müssten vor MRT grundsätzlich entfernt werden, zur Verfügung. Diese vermeintlich materialspezifische Entscheidungshilfe erweist sich in der Praxis jedoch als absolut unspezifisch. Denn wegen der üblicherweise fehlenden Materialdeklaration ist dem Radiologen keine Differenzierung möglich, ob es sich tatsächlich um Stahl oder eine der verschiedenen Nichtedelmetall-Legierungen handelt. Nahezu alle einschlägigen Produkte imponieren durch ein ähnliches, silberfarbenes Erscheinungsbild. Dies betrifft auch die Farbe der als festsitzende Retainer genutzten, nicht magnetisierbaren Weißgolddrähte. Durchaus irreführend kann dagegen

eine goldfarbene Oberfläche solcher Produkte sein, die durch eine dünne, aus ästhetischen Gründen erfolgte Beschichtung der üblichen Legierungen mit Titanitrid (TiN) erzeugt wird.

Es ist also davon auszugehen, dass basierend auf dieser ausschließlich literaturgestützten Informationsebene regelhaft auch viele nicht magnetisierbare Produkte entfernt werden. Der damit verbundene und ggf. unnötige Aufwand für die betroffenen Patienten wurde hier bereits besprochen.

Bei strenger Auslegung dieser Empfehlung und ohne eindeutige Kenntnis der verarbeiteten Materialien hätte bei allen der hier ausgewerteten 24 Studienteilnehmer (Tabelle 10) die komplette Apparatur und in den Fällen 14, 21 und 22 zumindest deren nichtkeramische Anteile entfernt werden müssen. Unter dem Aspekt der jeweiligen diagnostischen Fragestellung (Tabelle 17) hätte man damit nur bei 7 von 24 Fällen die korrekte Entscheidung getroffen. In Tabelle 19 sind diese Ergebnisse anhand aller ausgewerteten Sequenzen der 24 Fälle aufgeschlüsselt.

Tabelle 19: Spezifität und Sensitivität der auf Literaturempfehlung und Scout-Auswertung basierenden prädiktiven Empfehlungen (hier auf die einzelnen Sequenzen bezogen)

Empfehlung auf Basis	bewertete Sequenzen	nicht diagnostische Sequenzen („krank“)	davon richtig erkannt <i>richtig Positive</i>	diagnostische Sequenzen („gesund“)	davon richtig erkannt <i>richtig Negative</i>
der Literatur	63 (Tab. 18)	27	27 Sensitivität = 1,0	36 falsch Positive	0 Spezifität = 0
der Scout-Aufnahmen	55 (Tab. 13)	25 * falsch Negative (0 falsch Positive)	0 * Sensitivität = 0 *	30	29 Spezifität = 1,0

* Aussage eingeschränkt, weil Anzahl der nach Scout abgebrochenen Scans nicht ermittelbar.

Es zeigt sich die vollkommene Untauglichkeit der auch in jüngsten Studien immer wieder vertretenen Empfehlung, intraorale „Edelstahlprodukte“ grundsätzlich vor einer MRT Untersuchung zu entfernen (45). Wäre man ihr bei unseren Fällen gefolgt, hätte man alle nicht diagnostizierbaren Sequenzen richtig erkannt und damit eine

Sensitivität von 100 % erreicht. Dagegen wäre keine einzige der diagnostizierbaren Sequenzen entdeckt worden, woraus sich eine Spezifität von Null ergibt.

Bei ausschließlicher Orientierung an den vorgeschalteten Scout-Aufnahmen wäre das Verhältnis umgekehrt. Alle diagnostizierbaren Sequenzen wären als solche erkannt worden, jedoch keine der nicht auswertbaren. Auf die wesentliche Einschränkung dieser Betrachtung zur Prädiktivität der Scout-Aufnahmen wurde bereits hingewiesen: Die Zahl der Fälle, bei denen die Untersuchung nach einer orientierenden Scout-Aufnahme durch die große Artefaktausdehnung abgebrochen wurde, war in unserer Studie nicht zu ermitteln. Es ist insofern davon auszugehen, dass die wahre Sensitivität höher liegt, dieser Prädiktor also besser geeignet ist, als er sich hier darstellt.

Diese insgesamt schlechten Quoten machen deutlich, dass es einer wesentlich differenzierteren Betrachtungsweise bedarf.

Sequenzen- und Regionen-abhängige Empfehlung

Die auch von anderen Autoren schon benutzte und in der vorliegenden Arbeit noch erweiterte Fokussierung auf die diagnostisch zu bewertenden Zielregionen der Kopf-Hals-Bildgebung ermöglicht eine „Sequenz- und Regionen-abhängige Empfehlung“ (4). Auf dieser Basis kann die Artefaktausdehnung ohne eine aufwändige Recherche der Produkteigenschaften abgeschätzt werden. Die Tabellen 6 bis 9, in denen die von uns ausgewerteten Fälle aus beiden Hauptfeldstärken zusammengefasst sind, zeigen, dass die Regionen Zunge und Nasennebenhöhlen bei allen untersuchten Sequenzen überwiegend unkenntlich sind. Nur falls die radiologische Fragestellung eine dieser Strukturen betrifft, muss eine Materialentfernung gefordert werden. Anhand unseres Patientengutes ergeben sich unter Berücksichtigung dieser einfachen Korrelation zwischen Sequenzen und betroffenen Regionen die folgenden Empfehlungen:

- Für EPI-Sequenzen können lediglich in einigen Fällen und oft auch nur teilweise die Strukturen der Schale IV (Frontal-, Parietal-, Temporal-, und Okzipitallappen) bewertet werden. Alle anderen Strukturen sind nicht auswertbar, was eine generelle Entfernung des intraoralen Materials erfordert.
- Bei TSE Sequenzen mit T1-Wichtung können alle orthodontischen Metallprodukte in situ belassen werden, wenn sich die radiologische Fragestellung auf

die Regionen Okzipital-, Temporal-, Parietal-, und Frontallappen, Pallidum & Putamen, Mesencephalon, Cerebellum, Pons und Medulla oblongata beziehen. Hier fanden wir lediglich leichte Beeinträchtigungen durch das Artefakt, sodass eine Diagnostik in allen Fällen möglich war.

- Bei TSE Sequenzen mit T2-Wichtung waren in der Transversalen Okzipital-, Temporal-, Parietal-, und Frontallappen, Pallidum & Putamen, Mesencephalon, Thalamus und Sinus sphenoidale in allen Fällen höchstens leicht durch das Artefakt beeinträchtigt und eine adäquate radiologische Diagnostik möglich.

In allen Fällen der T2 gewichteten Sagittalschnitte waren die Strukturen Kleinhirnbrückenwinkel, Canalis caroticus, Kiefergelenk, Medulla oblongata, Pons, Cerebellum und Hippocampus nur leicht vom Artefakt beeinträchtigt. Es wird deutlich, dass hier die meisten Strukturen trotz Artefakt bewertet werden konnten.

Verglichen mit der Anwendung der „Literaturdaten-Empfehlung“ kann das Material also wesentlich öfter in situ verbleiben.

Sequenzen-, Regionen- und Permeabilitätsbasierte Empfehlung

Um die schwierige Materialrecherche zu umgehen, führten wir die direkte Bestimmung der für die Artefaktentstehung entscheidenden physikalischen Größe introraler Metallprodukte als zusätzlichen Prädiktor ein. Die relative magnetische Permeabilität. Aus den Tabellen 14 bis 17 lässt sich die Diagnostizierbarkeit verschieden weit entfernter Strukturen des Viszero- und Neurokraniums unseres Patientenkollektivs bei Apparaturen aus unterschiedlich permeablen Legierungen ablesen:

1. Intraorale Produkte mit $\mu_r < 1,04$: Artefakte in TSE gering, sie treten vor allem in der direkten Umgebung (Zunge) auf (siehe Tab. 15,16 Fall 8). Bei EPI (siehe Tab.14 Fall 8) Artefaktausdehnung über die unmittelbare Umgebung hinaus auf die Strukturen der Schale I (Zunge, Oropharynx, Nase und Nasennebenhöhlen).
2. Intraorale Produkte mit μ_r zwischen 1,04 und 1,3: Artefakte in TSE moderat, vor allem Strukturen der Schale I (Zunge, Oropharynx) und II (Nasen- und Kieferhöhle) betroffen (siehe Tab.15,16 Fall 3 und 22). Bei EPI schwere Artefakte, die sich über nahezu alle Strukturen erstrecken (siehe Tab.14, Fall 22 und 6)

3. Intraorale Produkte mit $\mu_r > 1,3$: Artefakte in TSE ausgedehnt, Strukturen in allen Schalen können betroffen sein je nach Größe des Permeabilitätswertes und Nähe zum Artefaktursprung. So sind bei größeren Permeabilitätswerten mehr Strukturen der weiter entfernten Schale III oder selten der Schale IV betroffen (siehe Tab.15, 16, 17: Die Fälle 2, 4, 5, 10, 12, 14, 15, 16, 17, 18, 19, 20, 21, 23, 24, 25 und 26). In EPI sind nahezu alle Strukturen betroffen, lediglich einzelne Teile der Schale IV sind nicht vollkommen unkenntlich (siehe Tab.14, alle Fälle außer Fall 8, 22, 6).

In der folgenden Tabelle 20 sind diese Begebenheiten unserer Pilotstudie zusammengefasst.

Tabelle 20: Zusammenstellung der je nach Permeabilität und Sequenz betroffenen Regionen, basierend auf der geringen Fallzahl unserer Pilotstudie

μ_r	n	Sequenz	vom Artefakt betroffene Regionen
< 1,04	1	TSE	Cavitas oris et pharynx
< 1,04	1	EPI	Cavitas oris et pharynx, Cavitas nasi et sinus paranasales
1,04 - 1,3	2	TSE	Cavitas oris et pharynx, Cavitas nasi et sinus paranasales
1,04 - 1,3	3	EPI	Cavitas oris et pharynx, Cavitas nasi et sinus paranasales, Collum, Orbita, Articulatio temporomandibularis, Angulus pontocerebellaris et auris interna, Medulla Spinalis, Cerebellum, Truncus cerebri, Diencephalon
> 1,3	17	TSE	Cavitas oris et pharynx, Cavitas nasi et sinus paranasales, Collum, Orbita, Articulatio temporomandibularis, Angulus pontocerebellaris et auris interna, Medulla Spinalis, Cerebellum, Truncus cerebri, Diencephalon
> 1,3	16	EPI	Cavitas oris et pharynx, Cavitas nasi et sinus paranasales, Collum, Orbita, Articulatio temporomandibularis, Angulus pontocerebellaris et auris interna, Medulla Spinalis, Cerebellum, Truncus cerebri, Diencephalon, Telencephalon

Mit dem Focus auf die benötigte Sequenz lassen sich diese Aussagen wie folgt formulieren.

- Bei EPI müssen zur Ermöglichung der Diagnostik alle Materialien mit $\mu_r > 1,04$ vor der Untersuchung entfernt werden. Betrifft die ROI Strukturen der Schale I, ist auch für Permeabilitätswerte kleiner als 1,04 eine Entfernung anzuraten. Eine sichere Diagnostik aller Strukturen in *EPI* ist nur für nicht magnetisierbare Materialien ($\mu_r < 1,001$) gegeben.
- Für Spinecho-Sequenzen können je nach ROI anhand der gemessenen Permeabilität Entscheidungshilfen zur Entfernung gegeben werden. Ist $\mu_r < 1,04$ und liegt die ROI nicht in der unmittelbaren Umgebung (Mundhöhle), kann das Material belassen werden. Für Permeabilitätswerte zwischen 1,04 und 1,3 sind moderate Artefakte zu erwarten. Liegt die ROI innerhalb der Schalen I und II, sollte das Material für eine sichere Diagnostik entfernt werden. Eine Artefaktausdehnung in alle Schalen ist ab $\mu_r > 1,3$ möglich. Meist sind nur Strukturen der Schalen I, II und III betroffen. Hier muss individuell nach Fragestellung entschieden werden, ob das Material belassen werden kann. Betrifft die Fragestellung Strukturen des Telencephalons (Schale IV), kann das Material in situ verbleiben. Betrifft die Fragestellung jedoch Strukturen der Schale I, II oder III, ist die Entfernung anzuraten.

Verglichen mit den Ergebnissen der Tabelle 18 (klinische Fragestellung und Beurteilbarkeit) ist zu sehen, dass die Permeabilitätswerte der fünf Fälle mit artefaktbedingt unmöglicher Diagnostik alle größer als 1,3 sind. Mit einer möglichen Ausdehnung in alle Schalen war zu rechnen. In einem Fall wurde das Material sogar belassen, obwohl nach dem Fokus einer Unterkieferfistel (unmittelbare Umgebung der intraoralen Apparatur, Schale I) gesucht wurde. Die direkte Bestimmung von $\mu_r = 1,35$ hätte hier eine klare Entfernungsindikation vor MRT ergeben. Auch in den anderen vier Fällen wäre nach Permeabilitätsmessung deutlich geworden, dass die Materialentfernung für eine sichere Diagnostik angezeigt ist. Die Permeabilitätswerte der Fälle mit uneingeschränkt möglicher Diagnostik lagen zwischen $\mu_r = 1,036$ und 1,611. Angesichts dieser großen Spanne wird deutlich, wie enorm wichtig neben der Kenntnis, der jeweils zu bewertenden Strukturen auch die Kenntnis ihrer Lage zum Artefaktursprung ist. Ihre Betroffenheit nimmt mit zunehmender Entfernung vom Artefaktursprung ab (Schale III und IV).

Diskussion der Hypothese

Um unsere unter 1.2 aufgestellte Hypothese zu verifizieren, die intraorale Messung der Permeabilität sei eine deutlich bessere Entscheidungshilfe für eine etwaige Materialentfernung als die bisher üblichen Empfehlungen, betrachteten wir die Spezifität (hier: richtiges Erkennen der nicht diagnostischen Sequenzen) und die Sensitivität (hier: richtiges Erkennen diagnostischer Sequenzen).

Für die auch als Prädiktor der Diagnostizierbarkeit genutzten Scout-Aufnahmen konnte nur die sehr hohe Spezifität korrekt benannt werden, weil durch das retrospektive Studiendesign die Anzahl der durch die richtig erkannte Nicht-Diagnostizierbarkeit abgebrochenen MR-Untersuchungen nicht zu ermitteln war.

Dagegen zeigte sich bei der weit vorherrschenden Literatur-Empfehlung die komplette Nichterkennbarkeit der diagnostischen Sequenzen.

Eine ähnlich klare Aussage war unter dem retrospektiven Design dieser Studie für die Nutzung der Permeabilität als Prädiktor nicht bei allen Sequenzen zu treffen. Lediglich die einmal mögliche und neunzehnmal unmögliche Diagnostizierbarkeit der EPI-Sequenzen war in allen 20 Fällen korrekt vorhersagbar. Allerdings war die Nichtdiagnostizierbarkeit dieser bei 20 von 24 Fällen mit akquirierter EPI-Sequenz nicht gleichbedeutend mit der Nichtbeantwortbarkeit der vom Kliniker gestellten Fragen. Unsere retrospektive Auswertung der radiologischen Befunde ergab in deutlich mehr Fällen eine ungestörte oder nur wenig eingeschränkte Diagnostik, da hier andere Sequenzen für die Diagnostik erforderlich waren.

Zwar ist die Tendenz zu einer deutlich besseren Prädiktion anhand der Permeabilitätswerte erkennbar, aber angesichts der kleinen Gruppe rekrutierter Studienteilnehmer kann unsere Hypothese nicht eindeutig verifiziert werden. Ein weiteres Problem scheint die Diskrepanz zwischen den für eine wissenschaftliche Auswertung der Artefakt-Betroffenheit herangezogenen Strukturen und der im diagnostischen Routinebetrieb befundeten Areale zu sein. Der hier mit Hilfe der Permeabilitätsmessung gezeigten Vorhersagbarkeit der Artefakt-Betroffenheit verschiedener Strukturen bzw. Regionen in verschiedenen MR-Sequenzen steht die Fähigkeit erfahrener Diagnostiker entgegen, moderate Artefakte bei der Befundung „auszublenden“.

In keinem unserer Fälle bestand die komplette orthodontische Apparatur aus Legierungen mit Permeabilitätswerten unter 1,001, was durch Verwendung von Nickel-Titan, hochaufgestickten Austeniten, stabilen Austeniten oder im Pulverspritzguss („MIM“) verarbeiteten metastabilen Austeniten sowohl für Brackets, Bänder, Tubes als auch für Drahtbögen möglich ist. Diese Materialien können intraoral belassen werden.

Es wird Aufgabe einer prospektiven Studie mit ausreichender Fallzahl für jede Sequenz und jede Permeabilitätsgruppe sein, die hier anhand korrekt erhobener Daten vorgestellt, aber nur auf wenigen Fällen und Sequenzen basierenden Empfehlungen zu verifizieren.

3.3.3 Einordnung der Ergebnisse in die vorhandene Literatur

Eine Artefaktvorhersage anhand der magnetischen Eigenschaften wurde bislang nicht klinisch untersucht. Nur wenige Studien weisen überhaupt auf die Bedeutung dieses physikalischen Kennwertes bei der Artefaktentstehung hin. Starcukova et al. fanden in einer Phantomstudie mit Edelmetallen, Amalgamen, Titan sowie Nickel- und Kobaltbasislegierungen mit Permeabilitätswerten zwischen 1,000 und 1,004 nur Artefaktradien bis zu 25 mm, welche offensichtlich durch Wirbelstrominduktion entstanden. Diese Daten bilden zwar nur einen kleinen Ausschnitt der kieferorthopädischen Produktpalette ab, stimmen dort aber mit unseren Ergebnissen überein (43).

Tymofiyeva et al untersuchten die Kompatibilität dentaler Materialien für das dentale MRT. Eine Entfernung von orthodontische Apparaturen, Edelstahlbrackets und CoCr Legierungen wird vor dentalem MRT gefordert (46). Auch wird erneut deutlich, dass Informationen über die Suszeptibilität und Materialzusammensetzung nicht verfügbar sind (46).

Eine Studie von Cassetta et al. (2017) untersuchte die Artefaktentstehung um orthodontische Bögen und Brackets, wobei als einziger Vertreter der Edelstahlbrackets die ‚Victory‘ Serie der Firma 3M Unitek (3M Oral Care, Seefeld) geprüft wurde (32). Es wird aus einem metastabil austenitischen Stahl mit deutlicher Tendenz zur Bildung von Verformungsmartensit hergestellt. Dass es bei der Produktion dieses bekannten und auch von uns untersuchten Bracket-Typs zur

Martensitbildung kommt, beweist die im Rahmen unserer Studie bestimmte, vergleichsweise große Permeabilität von 1,332. Molarenbänder der Victory Serie zeigten eine Permeabilität von 1,4. Auch die Ergebnisse mit diesem einzelnen Produkt passen zu unseren Messungen. Allerdings ist Cassettas darauf basierende induktive Schlussfolgerung falsch: Diese Produkte können nicht stellvertretend für alle „Edelstahl-Brackets“ stehen. Andere Hersteller produzieren Brackets aus derselben Stahlsorte, deren austenitisches Gefüge durch das MIM-Verfahren erhalten bleibt. Diese Produkte sind daher nicht magnetisierbar und erzeugen keine echten Suszeptibilitätsartefakte. Zudem wurden durch Cassetta et al. die insgesamt 49 ausgewerteten Strukturen für eine statistische Berechnung in nur sechs Regionen zusammengefasst: Gehirn, Nasennebenhöhlen, Kopf/Hals, Hals, Kiefergelenk und Halswirbel, was der Komplexität der radiologischen Diagnostik nicht gerecht wird (32). Für Kiefergelenk und Gehirn wird deklariert, dass orthodontische Materialien nicht entfernt werden müssten, wohingegen für die restlichen Regionen eine generelle Entfernung gefordert wird (32). In unserer Studie konnten wir zeigen, dass diese pauschalen Aussagen keinesfalls für alle Materialien zutreffen, da die Artefaktausdehnung neben der Permeabilität des Materials ebenso stark von der Artefaktanfälligkeit der konkreten Sequenz abhängt. Für das von Cassetta et al. untersuchte Material hätten wir anhand der gemessenen Permeabilität vorhersagen können, dass eine Artefaktausdehnung in alle Schalen möglich ist. Die Strukturen der Schale IV wären dabei am wenigsten betroffen, was übereinstimmend mit Cassettas Ergebnissen ist. Für eine sichere Diagnostik des Kiefergelenks (Schale II) hätten wir hingegen eine Entfernung gefordert. Deren Untersuchung beschränkte sich auf Spinecho-Sequenzen in T1 und T2, sowie Scout. Gradientenecho-Sequenzen wurden nicht eingeschlossen.

Eine generelle Entfernung von Edelstahlbrackets fordern auch Beau et al (33). Die Arbeitsgruppe prüfte Brackets aus vier verschiedenen Materialien (Edelstahl, Titan, Keramik mit Metallslot, Edelstahlretainer), deren exakte Legierungszusammensetzung unbekannt war. Die untersuchten Regionen waren: Mundhöhle, Kieferhöhle, Kiefergelenk und hintere Schädelgrube (33). Hier wird erneut deutlich, dass auch die Materialkenntnis keinen Hinweis über die Artefaktausdehnung geben kann. Für Titan und Keramik wurden nur Artefakte in der Mundhöhle beschrieben. Die gemess-

sene Permeabilität hätte hier eine exakte Vorhersage gegeben. Da die radiologische Fragestellung wesentlich differenzierter ist, erscheint die Fokussierung auf diese vier Regionen fraglich.

Betrachtet man die bei fünf unserer Patientenfälle genutzte artefaktreduzierende Sequenz „WARP“, sind die Ergebnisse nicht vergleichbar mit der in vitro bestimmten Artefaktreduktion von ca. 30 % (4) und bis zu 38 % (44).

Bei in vitro Untersuchungen ist eine statistische Auswertung möglich, was sich in unserer klinischen Pilotstudie angesichts der geringen Fallzahl nicht durchführen ließ. Wir sahen mit WARP eine tendenziell verbesserte Bildqualität in der T2 Wichtung, was in der T1 Wichtung nicht feststellbar war. WARP ergab also in unserer Untersuchung keine klinisch relevante Artefaktreduktion.

Lediglich der Fall 10 hebt sich hier deutlich ab: Der auf einem baugleichen Produkt des dort verwendeten und nicht im Original vorliegenden „Distalizers“ gemessene μ_r -Wert von 1,999 bedeutet, dass die Messbereichsgrenze des Gerätes überschritten und von einer wesentlich höheren Permeabilität auszugehen ist. Dementsprechend und auch wegen der deutlich größeren Masse dieses Produktes hätten wir ein massives Artefakt in allen Schalen erwartet. Sowohl in T1 als auch T2-Wichtung einer TSE - Transversalen mit WARP bei 3 T waren aber nur die Strukturen der Schale I betroffen. Bei der akribischen Überprüfung des Falles fanden sich jedoch keine Hinweise auf irrtümliche Falschangaben des behandelnden Kieferorthopäden oder des Patienten. Es bleibt die experimentell noch zu verifizierende Vermutung, dass WARP bei Implantaten mit sehr hoher Magnetisierbarkeit und großer Masse möglicherweise eine bessere Artefaktreduktion ergibt. Auch kann nicht ausgeschlossen werden, dass individuelle Parametereinstellungen des Gerätes eine zufällige Bildverbesserung hervorriefen.

Zur Validierung der klinischen Relevanz der Artefaktreduktion durch WARP wäre eine Studie mit einem größeren Patientenkollektiv bei standardisierten Sequenzen und bei bekannter Permeabilität der Artefakt auslösenden Objekte nötig.

Eine Untersuchung verschiedener Brackets im Phantom bei 1,5 T mit verschiedenen Gradienten- und Spinecho-Sequenzen zeigte die Korrelation von Artefaktausdehnung und Permeabilität. Mit approximierten Kurven konnte dort auch der klinisch relevante Gradient der μ_r -Werte zwischen 1,001 und 1,6 dargestellt werden (17). In

dieser Studie wurde jedoch immer die maximale Ausdehnung des Artefakts gemessen, welche in vivo durch die Komplexität der verschiedenen Strukturen oft irrelevant ist. Dies zeigt sich z.B. bei den dort für $\mu_r = 1,1$ sowohl im Spin- als auch Gradientenecho zu erwartenden Artefaktradius von ca. 6 cm (23). Dies würde bedeuten, dass Strukturen der Schale I, II und III unserer radiologischen Auswertung betroffen wären. Wir konnten jedoch bei der Auswertung klinischer Fälle feststellen, dass für eine Permeabilität zwischen 1,03 und 1,3 vor allem Strukturen der Schale I (Zunge, Oropharynx) und II (Nasen- und Kieferhöhle) betroffen waren. Die Diagnostik-Beeinträchtigung durch das Artefakt war also in vivo moderater.

3.4 Limitationen

Die Limitation dieser Pilotstudie ergibt sich in erster Linie aus der geringen Fallzahl. Deren Zustandekommen wurde hier bereits diskutiert. Darüber hinaus sind unsere Ergebnisse zunächst nur für das hier verwendete Messgerät gültig. Zwar betreffen die physikalischen Gesetze und die einschlägigen Messstandards grundsätzlich alle vergleichbaren Geräte, deren konkrete Präzision und Richtigkeit sowie klinische Handhabbarkeit jedoch noch zu untersuchen wäre.

Die uns zur Verfügung stehenden radiologischen Befunde wurden zum Zeitpunkt der Untersuchung nicht speziell unter dem hier im Focus stehenden Aspekt der Diagnostizierbarkeit der verschiedensten Kopf-Hals-Regionen und Strukturen in jeder einzelnen Sequenz verfasst. Die Untersuchung war auf die sichere Beantwortung der von den Klinikern gestellten Fragen ausgerichtet. Dies ist eine Limitation retrospektiv angelegter Studien, die nur im Rahmen einer nachfolgenden prospektiven Studie ausgeglichen werden kann.

3.5 Ausblick

Die Etablierung der Permeabilitätsmessung in radiologischen Kliniken und Praxen könnte Artefakt bedingte MRT-Wiederholungen von Patienten mit orthodontischer Therapie in Zukunft deutlich vermindern. Durch diese einfache und anwenderfreundliche Messmethode kann bei Kenntnis der Artefaktanfälligkeit der verschiedenen Sequenzen schnell und selektiv auf den verschiedenen Bauteilen abgeschätzt werden, wie ausgeprägt die zu erwartenden Suszeptibilitätsartefakte sein können. Vor allem für kleinere Praxen mit nur einem MR-Tomografen und Kliniken

mit großem Patientendurchlauf stellt diese Messmethode verglichen mit zu wiederholenden Untersuchungen ein Zeitersparnis dar. Auch bei MRT- Notfallindikation liefert die Permeabilitätsmessung eine schnelle Entscheidungshilfe über die komplette oder auch selektive Entfernungsnötigkeit.

Falls die hier vorgestellten Daten Anlass für weitere, dann jedoch klinisch prospektive Untersuchungen mit deutlich höheren Fallzahlen sind, ergeben sich weitere Perspektiven.

Ein anderer Nutzen der Permeabilitätsmessung kann die Erstellung eines Registers der einschlägigen orthodontischen Produkte sein, um das hier diskutierte Informationsdefizit auszugleichen. Damit ginge eine von den Radiologen vielfach geäußerte Forderung in Erfüllung.

Anhand dieser Daten wäre auch eine allmähliche Beeinflussung des Marktes möglich, indem, soweit es wirkliche Alternativen gibt, beim Einsatz orthodontischer Produkte auf Martensite, metastabile Austenite bzw. Herstellungsprozesse mit Kaltverformung verzichtet wird. Dann wäre generell nur noch mit minimalen Artefakten zu rechnen.

Inwiefern allerdings Metalle auch noch zukünftig in der Kieferorthopädie regelmäßige Anwendung erfahren werden, bleibt offen. Die Entwicklung von Kunststoffaligern zur Korrektur von Zahnfehlstellungen ermöglicht in vielen Fällen heute schon eine äquivalente und metallfreie Behandlung.

Eine Alternative zu den Metallbrackets könnten die aktuell noch kostenintensiven keramischen Produkte sein, was neben dem ästhetischen Mehrwert auch eine nahezu artefaktfreie Bildgebung im MRT mit sich bringen würde

Die ossäre Verankerung mittels dentaler Miniimplantate oder Schrauben und die Verwendung mechanisch hoch beanspruchter Teile wird aber wahrscheinlich noch lange eine Indikation für Metalle in der Mundhöhle sein.

Die im Bereich der Mund-, Kiefer- und Gesichts-Chirurgie verwendeten Materialien zur Verankerung, Schienung und Osteosynthese bestehen heute überwiegend aus Titan, welches zwar keine echten Suszeptibilitätsartefakte, aber Wirbelstrom bedingte Artefakte in seiner unmittelbaren Umgebung verursacht. Dies kann problematisch sein, wenn beispielsweise die Osseointegration beurteilt werden soll.

Eine Untersuchung von Titan und alternativen Materialien zur ossären Verankerung im 3 T MRT zeigte, dass glasfaserverstärkte Kompositplatten, Magnesiumplatten und Polylactide weniger Artefakte produzieren als Titan (38). Bezüglich der klinischen Anwendbarkeit dieser Alternativmaterialien gilt es aber weitere Studien abzuwarten.

Bei den Dentalimplantaten bietet sich inzwischen als Alternative zu Titan die Zirkoniumdioxid-Keramik an. Deren höhere Frakturanfälligkeit limitierte bisher diesen Einsatz, was wiederum die Materialentwicklung förderte. Eine Übersichtsarbeit zeigte, dass die Überlebensrate von ZrO₂-Implantaten in den ersten beiden Jahren denen von Titanimplantaten nicht mehr nachsteht (39).

4 Zusammenfassung

Angesichts der Vielfalt an orthodontischen Materialien als auch an MRT-Einstellungen bedarf es bei der Entscheidung über die Materialentfernung intraoraler Apparaturen einer validen und vor allem differenzierenden Datenbasis.

Um die Relevanz dieser Problematik, den aktuellen Kenntnisstand, die genutzten Informationsquellen und den möglichen Fortbildungsbedarf zu eruieren, führten wir zunächst eine Umfrage unter Radiologen durch. Das Risiko einer MRT Untersuchung mit intraoralen Metallen wird generell zu hoch eingeschätzt. Eine Haupteckkenntnis dieser Umfrage aber war die Tatsache, dass die den Radiologen für diese spezielle Implantatrecherche zur Verfügung stehenden Quellen größtenteils irrelevant sind. Von Seiten der Radiologen wird eine Deklarationspflicht durch die Hersteller gefordert, sowie die Erstellung einer aktuellen Liste aller relevanter Materialien. Auch besteht ein deutliches Fortbildungsinteresse.

Von 122 im Radiologischen Institut der Charité – Universitätsmedizin Berlin vorliegenden MR-Bildgebungen mit intraoral fixierten Metallobjekten konnten diese Produkte bei 26 Fällen identifiziert und in 24 Fällen ihre Permeabilität bestimmt werden. An 30 ausgewählten anatomischen Strukturen der Kopf-Hals-Region wurde das jeweilige Ausmaß der artefakbedingten Diagnostikbeeinträchtigung mit den Werten „1 – nicht betroffen“, „2 - leicht betroffen aber diagnostisch nicht eingeschränkt“, „3 – diagnostisch eingeschränkt“ und „4 – unkenntlich“ bewertet. Diese Strukturen fassten wir in elf Regionen zusammen, welche wiederum anhand ihrer Entfernung von der Mundhöhle vier „Schalen“ zugeordnet wurden. Das Ausmaß der Diagnostikeinschränkung bei verschiedenen MR-Sequenzen und Hauptfeldstärken wurde dann den ermittelten Permeabilitätswerten gegenübergestellt. Jetzt konnte geprüft werden, ob bei diesen 22 Patientenfällen die Entscheidung über Entfernung oder Belassung der Metallobjekte anders ausgefallen wäre, wenn zum jeweiligen Untersuchungszeitpunkt die Permeabilitätswerte verfügbar gewesen wären. Es zeigten sich folgende Ergebnisse:

- 1) Die Auswertung der Artefaktausdehnung um verschieden permeable Materialien zeigte, dass die diagnostische Beeinträchtigung sinkt, je weiter die Strukturen von der Mundhöhle entfernt liegen. So sind Zunge und Kieferhöhle permeabilitätsunabhängig durch die Nähe zur Mundhöhle immer stark artefaktbetroffen und nicht diagnostizierbar. Teile des Großhirns hingegen

sind zu beurteilen. Bei den beiden Hauptfeldstärken von 1,5 und 3 Tesla zeigten sich hier keine relevanten Unterschiede.

- 2) In Spinecho-Sequenzen mit T1-Wichtung präsentieren sich die Artefakte sehr verschieden. Bei Permeabilitätswerten bis ca. 1,3 beschränken sie sich auf die angrenzenden Strukturen Zunge, Nase und Nasennebenhöhlen. Bei unseren Fällen mit höheren μ_r -Werten sind von den Artefakten zusätzlich die Augenhöhlen betroffen.
- 3) In Spinecho-Sequenzen mit T2-Wichtung waren bei μ_r -Werten $> 1,3$ neben einer zusätzlichen Artefaktausdehnung auf Rachen, Augenhöhlen und Kiefergelenke auch weiter entfernte Strukturen betroffen: Kleinhirnbrückenwinkel, Innenohr, Kleinhirn, Rückenmark und Teile des Hirnstamms). Permeabilitätswerte $< 1,3$ bedingten Artefakte in Strukturen, die an die Mundhöhle angrenzen: Zunge, Nase, Nasennebenhöhle und nur in einem Fall die Augenhöhle.
- 4) Für ‚EPI‘ als Beispiel der Gradientenecho-Sequenz konnten wir in unserem Patientenkollektiv zeigen, dass nur bei sehr geringen Permeabilitätswerten ($< 1,04$) eine Diagnostik möglich ist. Mit einer Ausnahme waren alle Bilder so stark vom Artefakt betroffen, dass im besten Fall Teile des Großhirns bewertet werden konnten. Die Ausnahme stelle ein Studienteilnehmer mit einer Permeabilität von 1,036 dar. Hier waren nur Nasennebenhöhlen, Mundhöhle und Pharynx nicht auswertbar.

Wir konnten zeigen, dass die Kenntnis des Zusammenhanges zwischen einem konkreten Permeabilitätswert und der resultierenden Artefaktbildung eine adäquate Entscheidungsgrundlage für den Umgang mit intraoralen Metallobjekten darstellt. Die pauschale Forderung nach einem generellen Entfernen intraoraler Metallobjekte vor einer MRT Untersuchung ist somit obsolet.

Diese Pilotstudie bildet eine Grundlage für prospektive Studien an großen Patientengruppen.

Literaturverzeichnis

1. Kielburg U, Blankenstein FH. Metallobjekte der Kopf-Hals-Region in der Magnetresonanztomographie. *Radiol.* 1. 2019;59(10):906–11.
2. Uffman JC, Tumin D, Raman V, Thung A, Adler B, Tobias JD. MRI Utilization and the Associated Use of Sedation and Anesthesia in a Pediatric ACO. *J Am Coll Radiol JACR.* 2017;14(7):924–30.
3. Hoffstetter P, Pawlik M, Stroszczyński C, Schreyer AG. Gibt es Notfallindikationen für die MRT? *Notf Rettungsmedizin.* 2012;15(6):516–20.
4. Zachriat C, Asbach P, Blankenstein KI, Peroz I, Blankenstein FH. MRI with intraoral orthodontic appliance—a comparative in vitro and in vivo study of image artefacts at 1.5 T. *Dento Maxillo Facial Radiol.* 2015;44(6):20140416.
5. Gach HM, Mackey SL, Rehman S, Kadbi M, Zoberi JE, Garcia-Ramirez J, u. a. Magnetic resonance imaging metal artifact reduction for eye plaque patient with dental braces. *J Contemp Brachytherapy.* 2017;9(5):490–5.
6. Chockattu S, Suryakant D, Thakur S. Unwanted effects due to interactions between dental materials and magnetic resonance imaging: a review of the literature. 2018. 2234-7658, 2234-7666.
7. Schick F. MRI-Interactions with magnetically active and electrically conductive material. *Radiol.* 2019;59(10):860–8.
8. Fofanov D, Heubner U. Informationsstelle Edelstahl Rostfrei Merkblatt 827: Magnetische Eigenschaften nichtrostender Stähle. 2013.
9. Bennett LH, Wang PS, Donahue MJ. Artifacts in magnetic resonance imaging from metals. *J Appl Phys.* 1996;79(8):4712.
10. Shellock, FG. Reference Manual for Magnetic Resonance Safety, Implants and Devices. 2018. 380-382.
11. Poser BA, Setsompop K. Pulse sequences and parallel imaging for high spatiotemporal resolution MRI at ultra-high field. *NeuroImage.* 2018;168:101–18.
12. Hasegawa M, Miyata K, Abe Y, Ishigami T. Radiofrequency heating of metallic dental devices during 3.0 T MRI. *Dentomaxillofacial Radiol.* 2013;42(5):20120234.
13. Hasegawa M, Miyata K, Abe Y, Ishii T, Ishigami T, Ohtani K, u. a. 3-T MRI safety assessments of magnetic dental attachments and castable magnetic alloys. *Dento Maxillo Facial Radiol.* 2015;44(6):20150011.
14. Yassi K, Ziane F, Bardinat E, Moinard M, Veyret B, Chateil JF. Evaluation of the risk of overheating and displacement of orthodontic devices in magnetic resonance imaging. *J Radiol.* 2007;88(2):263–8.

15. Kemper J, Klocke A, Kahl-Nieke B. Kieferorthopädische Brackets in der Hochfeld-Magnetresonanztomographie: Experimentelle Beurteilung magnetischer Anziehungs- und Rotationskräfte bei 3 Tesla. *Rofo* 2005; 177(12): 1691-1698.
16. Siemens Healthcare GmbH. Magnete, Fluss und Artefakte, Techniken und Anwendungen der Magnetresonanztomographie.2015. Drucknr. MR-07001G.643.02.01.01.
17. Blankenstein FH, Asbach P, Beuer F, Glienke J, Mayer S, Zachriat C. Magnetic permeability as a predictor of the artefact size caused by orthodontic appliances at 1.5 T magnetic resonance imaging. *Clin Oral Investig*. 2017;21(1):281–9.
18. Hilgenfeld T, Prager M, Schwindling FS, Heil A, Kuchenbecker S, Rammelsberg P, u. a. Artefacts of implant-supported single crowns - Impact of material composition on artefact volume on dental MRI. *Eur J Oral Implantol*. 2016;9(3):301–8.
19. Demirturk Kocasarac H, Ustaoglu G, Bayrak S, Katkar R, Geha H, Deahl ST, u. a. 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*. 2019;127(6):535–44.
20. Elison JM, Leggitt VL, Thomson M, Oyoyo U, Wycliffe ND. Influence of common orthodontic appliances on the diagnostic quality of cranial magnetic resonance images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008;134(4):563–72.
21. Blankenstein FH, Truong B, Thomas A, Schröder RJ, Naumann M. Signal loss in magnetic resonance imaging caused by intraoral anchored dental magnetic materials. *ROFO Fortschr Geb Rontgenstr Nuklearmed*. 2006;178(8):787–93.
22. Truong B-T, Blankenstein FH. Alteration of flux density of highly coercive SmCo magnets used in prosthodontics and epithetics in 1.5 T and 3 T MRI. *Radiol*. 2019;59(10):912–9.
23. Blankenstein F, Truong BT, Thomas A, Thieme N, Zachriat C. Predictability of magnetic susceptibility artifacts from metallic orthodontic appliances in magnetic resonance imaging. *J Orofac Orthop Fortschritte Kieferorthopadie OrganOfficial J Dtsch Ges Kieferorthopadie*. 2015;76(1):14–29.
24. Harteveld AA, van der Kolk AG, van der Worp HB, Dieleman N, Siero JCW, Kuijff HJ, u. a. High-resolution intracranial vessel wall MRI in an elderly asymptomatic population: comparison of 3T and 7T. *Eur Radiol*.2017;27(4):1585–95.
25. Hua J, Miao X, Agarwal S, Bettegowda C, Quiñones-Hinojosa A, Lattera J, u. a. Language Mapping Using T2-Prepared BOLD Functional MRI in the Presence of Large Susceptibility Artifacts-Initial Results in Patients With Brain Tumor and Epilepsy. *Tomogr Ann Arbor Mich*. 2017;3(2):105–13.
26. Siemens Healthcare GmbH. Translate 7T research power into clinical care magnetom terra.2019.05-06370598.

27. Siedentopf CM. 'fmri made easy' unter: <http://www.fmri-easy.de/sequenzen.htm>. Zugriff am 20.05.2020.
28. Murakami S, Verdonschot RG, Kataoka M, Kakimoto N, Shimamoto H, Kreiborg S. A standardized evaluation of artefacts from metallic compounds during fast MR imaging. *Dento Maxillo Facial Radiol.* Oktober 2016;45(8):20160094.
29. Fiala TG, Paige KT, Davis TL, Campbell TA, Rosen BR, Yaremchuk MJ. Comparison of artifact from craniomaxillofacial internal fixation devices: magnetic resonance imaging. *Plast Reconstr Surg.* April 1994;93(4):725–31.
30. Oriso K, Kobayashi T, Sasaki M, Uwano I, Kihara H, Kondo H. Impact of the Static and Radiofrequency Magnetic Fields Produced by a 7T MR Imager on Metallic Dental Materials. *Magn Reson Med Sci MRMS Off J Jpn Soc Magn Reson Med.* 2016;15(1):26–33.
31. Costa ALF, Appenzeller S, Yasuda C-L, Pereira FR, Zanardi VA, Cendes F. Artifacts in brain magnetic resonance imaging due to metallic dental objects. *Med Oral Patol Oral Cirurgia Bucal.* 1. 2009;14(6):E278-282.
32. Cassetta M, Pranno N, Stasolla A, Orsogna N, Fierro D, Cavallini C, u. a. 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. *Dento Maxillo Facial Radiol.* 2017;46(6):20170051.
33. Beau A, Bossard D, Gebeile-Chauty S. Magnetic resonance imaging artefacts and fixed orthodontic attachments. *Orthod Francaise.* 2017;88(2):131–8.
34. Wylezinska M, Pinkstone M, Hay N, Scott AD, Birch MJ, Miquel ME. Impact of orthodontic appliances on the quality of craniofacial anatomical magnetic resonance imaging and real-time speech imaging. *Eur J Orthod.* 2015;37(6):610–7.
35. Shellock F.G. 'MRI Safety' unter: <http://www.mrisafety.com/>. Zugriff am 03.06.2020.
36. Cass ND, Honce JM, O'Dell AL, Gubbels SP. First MRI With New Cochlear Implant With Rotatable Internal Magnet System and Proposal for Standardization of Reporting Magnet-Related Artifact Size: *Otol Neurotol.* 2019;40(7):883–91.
37. Khalil AA, Hohenhaus M, Kunze C, Schmidt W, Brunecker P, Villringer K, u. a. Sensitivity of Diffusion-Weighted STEAM MRI and EPI-DWI to Infratentorial Ischemic Stroke. 2016.1932-6203.
38. Rendenbach C, Schoellchen M, Bueschel J, Gauer T, Sedlacik J, Kutzner D. Evaluation and reduction of magnetic resonance imaging artefacts induced by distinct plates for osseous fixation: an in vitro study at 3 T. *Dentomaxillofacial Radiol* 2018.535-544.

39. Roehling S, Schlegel KA, Woelfler H, Gahlert M. Performance and outcome of zirconia dental implants in clinical studies: A meta-analysis. *Clin Oral Implants Res.* Oktober 2018;29 Suppl 16:135–53.
40. Stefan Mayer Instruments Fluxgate Magnetometers & more unter <https://stefan-mayer.com>. Zugriff am 01.06.2020.
41. Edwards MB, Taylor KM, Shellock FG. Prosthetic heart valves: evaluation of magnetic field interactions, heating, and artifacts at 1.5 T. *J Magn Reson Imaging JMRI.* August 2000;12(2):363–9.
42. Fellner C, Behr M, Fellner F, Held P, Handel G, Feuerbach S. Artifacts in MR imaging of the temporomandibular joint caused by dental alloys: a phantom model study at T1.5. *ROFO Fortschr Geb Rontgenstr Nuklearned.* Mai 1997;166(5):421–8.
43. Starcunkova J, Starcuk Z, Hubalkova H, Linetskiy I. Magnetic susceptibility and electrical conductivity of metallic dental materials and their impact on mr imaging artifacts. *Dental materials.* June 2008; 24(6):715-723.
44. Tran L, Sakamoto J, Kurbayashi A, Wantanabe H, Tomisato H, Kurbayashi T. Quantitative evaluation of artefact reduction from metallic dental materials in short tau inversion recovery imaging: efficacy of syngo WARP at 3T. *Dentomaxillofacial Radiology.* October 2019;48(7):20190036.
45. Shivam,R, Rogers S, Drage N. An Evidence-based Protocol for the Management of Orthodontic Patients Undergoing MRI Scans. *Ortho Update* 2021; 14: 32–35.
46. Tymofiyeva O, Vaegler S, Rottner K, Boldt J, Hopfgartner AJ, Proff PC,et al. Influence of dental materials on dental MRI. *Dentomaxillofac Radiol*2013;42:20120271.

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: A und B: Scout Aufnahmen bei gemessenen Permeabilitätszahlen der Fälle 13 und 17 bei 3T	50
Abbildung 2: A und B: Scout-Aufnahmen des Falles 8 bei 3 T mit einer orthodontischen Apparatur aus niedrig permeablen Metallobjekten ($\mu_r = 1,036$).....	51
Abbildung 3: 3T EPI transversal mit Darstellung von Teilen des Kleinhirns und Okzipitallappen bei einer maximalen Permeabilität der Metallobjekte mit $\mu_r = 1,332$	52
Abbildung 4: Fall 8: Artefaktausdehnung transversal in 2 Schnittebenen, intraorale Metallobjekten mit $\mu_r = 1,036$	54
Abbildung 5: Fall 17 T2 TSE-Sequenz transversal bei 3 T mit WARP bei einer Permeabilität der Metallobjekte von $\mu_r = 1,332$	57
Abbildung 6: A und B: 3 T - T2 TSE transversal: Vergleichsbilder der gleichen Schnittebene des Patienten aus Abb. 6 ohne Apparatur.....	58
Abbildung 7: Fall 4 bei 3 T - T2 TSE sagittal WARP und gemessener Permeabilität $\mu_r = 1,611$	61
Abbildung 8: Fall 8 bei 3 T - T2 TSE sagittal und gemessener Permeabilität $\mu_r = 1,036$	61
Abbildung 9: Fall 18 T2 - TSE sagittal bei 1,5 T mit Objekt-Permeabilität $\mu_r = 1,332$	62
Abbildung 10: Fall 18: T2 - TSE sagittal bei 3 T: Vergleichsbilder des Patienten aus Abb. 10 ohne Apparatur.....	63
Abbildung 11: Fall 15 Artefaktausdehnung in 3 T - T1 fl2d transversal bei $\mu_r = 1,301$	65
Abbildung 12: 3 T - T1 fl2d transversal: Vergleichsbilder des Patienten aus Abb.12 ohne Apparatur.....	66

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: MRT Untersuchungen mit intraoralen Metallen pro Monat.....	24
Tabelle 2: Risikoeinschätzung bezüglich Krafteinwirkung und Erwärmung intraoraler Metallobjekte.....	25
Tabelle 3: Einschätzung der Artefaktausdehnung um typische MKG-chirurgische Metallobjekte.....	26
Tabelle 4: Aufschlüsselung der Studienteilnehmer.....	33
Tabelle 5: Anatomische Auswertungsregionen und ihre Übergruppen, sowie deren Zuordnung zu den vier Schalen.....	34
Tabelle 6: Diagnostische Möglichkeit in T2 TSE transversal	38
Tabelle 7: Diagnostische Möglichkeit in T2 TSE sagittal	39
Tabelle 8: Diagnostische Möglichkeit in T1TSE transversal	40
Tabelle 9: Diagnostische Möglichkeit in EPI	41
Tabelle 10: Gemessene Permeabilität der Materialien aller Fälle	42
Tabelle 11: Klinische Fragestellung und radiologische Beurteilbarkeit.....	45
Tabelle 12: Anzahl der Aufnahmen in verschiedenen Sequenzen und Hauptfeldstärken der 24 Studienteilnehmer.....	46
Tabelle 13: Artefaktausdehnung in Scout	48
Tabelle 14: Diagnostizierbarkeit der Strukturen bei EPI abhängig von μ_r	53
Tabelle 15: Diagnostizierbarkeit der Strukturen bei T2- TSE transversal	55
Tabelle 16: Diagnostizierbarkeit der Strukturen in T2 - TSE sagittal	59
Tabelle 17: Diagnostizierbarkeit der Strukturen in T1 - TSE transversal	64
Tabelle 18: Klinische Fragestellung und radiologische Beurteilbarkeit	67
Tabelle 19: Spezifität der verschiedenen Empfehlungen.....	74
Tabelle 20: Empfehlungen auf Basis der kleinen Fallzahl dieser Pilotstudie	78

Eidesstattliche Versicherung

Ich, Ulrike Kielburg, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: "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" selbstständig und ohne nicht offengelegte Hilfe Dritter verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel genutzt habe.

Alle Stellen, die wörtlich oder dem Sinne nach auf Publikationen oder Vorträgen anderer Autoren beruhen, sind als solche in korrekter Zitierung (siehe „Uniform Requirements for Manuscripts (URM)“ des ICMJE -www.icmje.org) kenntlich gemacht. Die Abschnitte zu Methodik (insbesondere praktische Arbeiten, Laborbestimmungen, statistische Aufarbeitung) und Resultaten (insbesondere Abbildungen, Graphiken und Tabellen) entsprechen den URM (s.o.) und werden von mir verantwortet.

Meine Anteile an etwaigen Publikationen zu dieser Dissertation entsprechen denen, die in der untenstehenden gemeinsamen Erklärung mit dem Betreuer, angegeben sind. Sämtliche Publikationen, die aus dieser Dissertation hervorgegangen sind und bei denen ich Autor bin, entsprechen den URM (s.o.) und werden von mir verantwortet.

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

Berlin, den

Unterschrift

Lebenslauf

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

Vollständige Publikationsliste

Kielburg U, Blankenstein FH. Metallobjekte der Kopf-Hals-Region in der Magnetresonanztomographie. Der Radiologe. 1. 2019;59(10):906–11

Danksagung

Mein besonderer Dank gilt meinen Eltern, meinem Bruder Alfred und meinem Freund Christian für die große und immer fortlaufende Unterstützung und Motivation während meines beruflichen Werdegangs und vor allem während der Bearbeitungsphase der Promotion.

Außerdem gilt mein Dank meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. Beuer und meinem Betreuer Herrn Dr. Blankenstein, sowie Frau Dr. Thieme für die wissenschaftliche und methodische Unterstützung.