

Aus dem Institut für Radiologie
der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

**Suszeptibilitätsartefakte bei pädiatrischen dentalen
konfektionierten Edelstahlkronen in der
Magnetresonanztomografie**

– Eine In-vitro-Studie –

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

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Zahnarzt Peer Kaleth
aus Berlin

Datum der Promotion: 10.03.2017

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis	I
Abkürzungsverzeichnis	III
Zusammenfassung	1
1 Einleitung	5
2 Literaturübersicht	6
2.1 Die Magnetresonanztomografie	6
2.1.1 Grundlagen der Magnetresonanztomografie	6
2.1.2 Kurzbeschreibung der Spin-Echo-Sequenzen	7
2.1.3 Kurzbeschreibung der Gradienten-Echo-Sequenzen.....	7
2.1.4 Einsatzgebiete und der Magnetresonanztomografie	8
2.1.5 MRT-Diagnostik im Kopf-Hals-Bereich	9
2.1.6 Vor- und Nachteile der Magnetresonanztomografie.....	10
2.1.7 Artefakte in der Magnetresonanztomografie	12
2.1.8 Suszeptibilitätsartefakte	12
2.2 Dentale Metalle in der MRT	14
2.3 Konfektionierte Edelmetallkronen in der Zahnmedizin	19
3 Ziel der Untersuchung.....	20
4 Material und Methoden	20
4.1 Untersuchten Materialien.....	20
4.2 Methodik.....	21
4.3 Statistische Auswertung	24
4.4 Versuchsdurchführung	26
5 Ergebnisse	30
5.1 Gewichte der unbehandelten und der gekürzten Kronen	30
5.2 Ergebnisse im 1,5 Tesla Magnetresonanztomografen	30
5.2.1 Statistische Signifikanz, unbehandelte Kronen im Vergleich	33
5.2.3 Vergleich der Artefaktausdehnungen nach Kronengröße, 1,5 Tesla.....	37
5.2.4 Statistische Signifikanz, unbehandelte ↔ gebogene Kronen, SE- Sequenzen.....	42
5.2.5 Statistische Signifikanz, unbehandelte ↔ gebogene Kronen, GRE-Sequenzen.....	48
5.3 Ergebnisse im 3,0 Tesla Magnetresonanztomografen	56
5.4 Gegenüberstellung der Mittelwerte für 1,5 und 3,0 Tesla	62

5.4.1	Statistische Signifikanz zwischen 1,5 und 3,0 Tesla	63
5.5	Entfernungen relevanter anatomischer Strukturen	64
5.5.1	Zusammenfassung der Messwerte	69
5.5.2	Messwerte mit Toleranz von 10 mm	69
6	Diskussion.....	70
6.1	Auswahl der konfektionierten Edelstahlkronen	70
6.2	Patientenauswahl	71
6.3	Diskussion der Methoden	72
6.4	Diskussion der Statistik	73
6.5	Diskussion der Ergebnisse	73
6.6	Therapeutische Konsequenzen aus den SAM-Befunden	76
7	Schlussfolgerungen.....	79
8	Literaturverzeichnis	81
9	Abbildungsverzeichnis	88
9.1	Abbildungen	88
9.2	Tabellen.....	90
10	Materialliste.....	92
	Eidesstattliche Versicherung	93
	Danksagung	94
	Lebenslauf	95

Abkürzungsverzeichnis

%	Prozent
° C	Grad Celsius
ASTM	American Society for Testing and Materials
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
DMS IV	Vierte Deutsche Mundgesundheitsstudie
FFE	Fast Field Echo
FLASH	Fast Low Angle Shot
GRE	Gradienten-Echo
Hmax	Maximale horizontale Artefaktausdehnung
H ₂ O	Wasser
MIH	Molar-Inzisivus-Hypomineralisation
MRT	Magnetresonanztomografie
MRI	Magnetic Resonance Imaging
N ₂	Stickstoff
SAM	MR-Susceptibility Artifact Measurement
SE	Spin-Echo
SSK	Strahlenschutzkommission
T ₁	Longitudinale oder Spin-Gitter-Relaxationszeit
T ₁ -FSE	Fast-Spin-Echo-Sequenz
T ₂	Transversale oder Spin-Spin-Relaxationszeit
TE	Time to Echo
TR	Time to Repeat
Vmax	Maximale vertikale Artefaktausdehnung
ZNS	Zentrales Nervensystem

Zusammenfassung

Einleitung:

Die dezidierte Evaluation konfektionierter Edelstahlkronen und ihrer Suszeptibilitätsartefakte in der Magnet-Resonanz-Tomografie (MRT) inklusive der Fragestellung unter welchen Voraussetzungen und in welchem Kontext diese Artefakte zur Notwendigkeit des Entfernens dieser Kronen vor einer MRT-Untersuchung führen ist Gegenstand der vorliegenden Arbeit.

Ebenso wurde untersucht ob sich in ihrer Materialzusammensetzung unterscheidende Kronen verschiedene Artefaktintensitäten im MRT hervorrufen und ob eine mechanische Bearbeitung der Kronen in Form von Kürzen und Verbiegen des Kronenrandes eine größere Artefaktausdehnung verursacht.

Zudem wurde der Frage nachgegangen, inwieweit eine Verdoppelung der magnetischen Feldstärke von 1,5 auf 3,0 Tesla eine Zunahme der Artefaktgrößen verursacht.

Materialien und Methoden:

Die MRT-Untersuchungen erfolgten bei Magnetfeldstärken von 1,5 und 3,0 Tesla. Die Artefaktauswertung erfolgte nach ASTM Standard F2119.

Die Daten wurden in das MRT-Artefaktauswertungsprogramm „SAM“ (MR-Susceptibility-Artifact-Measurement) übertragen.

Der jeweils größte horizontale (H_{max}) und vertikale (V_{max}) Wert der Artefaktausdehnung - pro Messsequenz - wurde protokolliert.

Für die Untersuchung der klinischen Relevanz der Artefakte wurden anonymisierte MRT-Aufnahmen von vier Kindern im Alter von 3 bis 12 Jahren im RadiAnt-Dicom-Viewer® ausgewertet und Distanzen zu relevanten anatomischen Strukturen bestimmt.

Ergebnisse:

Alle untersuchten Kronen - herstellerunabhängig – verursachten Artefakte im MRT, jedoch unterschieden sich diese in ihrer Größe beziehungsweise Ausdehnung. Materialzusammensetzung, Kronenrandmodifikationen und Erhöhung der magnetischen Feldstärke beeinflussten die Artefaktintensität.

Kronen der Firma 3MEspe[®] zeigten signifikant größere Artefakte, als die der anderen Hersteller (Acero XT[®] und Denovo Dental[®]) wohingegen Kronen der Firma Acero XT[®] konstant die kleinsten Artefakte erzeugten.

Artefaktgrößen nahmen durch Kronenrandmodifikationen zu. Die größten Artefakte wurden bei Kürzung und zusätzlicher Verbiegung des Kronenrandes gemessen, dabei ließen sich nur in Bezug auf die Vmax-GRE-Messungen zwischen unbehandelten und gebogenen Kronen für die Hersteller Acero XT[®] ($p=0,009$) und Denovo Dental[®] signifikante Unterschiede nachweisen ($p=0,002$).

Eine Verdopplung der Magnetfeldstärke bewirkte eine signifikante, klinisch relevante Verstärkung der Artefaktausdehnung in den GRE-Sequenzen ($p=0,005$).

Schlussfolgerung:

Meist können konfektionierte Edelstahlkronen vor einer MRT-Untersuchung verbleiben. Bereiche in unmittelbarer Nähe einer Stahlkrone, können jedoch durch Artefakte überlagert sein.

Wenn eine nicht aufzuschiebende Behandlung mit Stahlkronen vor einer MRT-Untersuchung geplant ist, sollte nach Möglichkeit eine Krone verwendet werden, welche geringe Artefakte verursacht. Die Ergebnisse zeigten, dass Kronen, welche den Stahltyp 316 verwenden (Acero XT[®]), von den evaluierten Typen am geeignetsten sind. Kronenrandmodifikationen verursachten keine signifikant größeren Artefakte und können in der Regel vernachlässigt werden.

GRE-Sequenzen zeigten signifikant größere Artefaktausdehnungen. Eine Erhöhung der Magnetfeldstärke ruft insbesondere in den GRE-Sequenzen größere Artefaktausdehnungen hervor und muss, wie die Materialzusammensetzung und die zu untersuchende Region vor einer anstehenden MRT-Untersuchung beachtet werden.

Abstract

Introduction:

This study was designed to investigate whether stainless steel crowns show significant susceptibility artifacts in magnetic resonance imaging (MRI) and whether these artifacts make it necessary to remove these crowns before an MRI examination.

Furthermore, this study analyzes whether different commercially available crowns, which vary in their composition, cause different artifact intensity levels in MRI and whether a shortening and bending of the crown margin leads to more extensive artifacts.

In addition, this study evaluates to what extent a change in the magnetic field strength from 1.5 to 3.0 Tesla causes an increase in artifact sizes.

Materials and Methods:

Measurements were taken at 1.5 and 3.0 Tesla. The artifact analysis followed the ASTM standard F2119.

The obtained data was transferred to the MRI-artifact-evaluator "SAM" (MR-Susceptibility-Artifact-Measurement). The largest horizontal (Hmax) and vertical extent (Vmax) of the artifacts were examined.

The highest values found were recorded in each case.

To investigate the artifacts clinical relevance, anonymized MRI scans of four children aged 3-12 were examined. These recordings were evaluated in the RadiAnt-Dicom-viewer® to determine distances from relevant anatomical structures.

Results:

Results showed that all crowns cause artifacts in MRI, which differ however in size. Composition, crown margin modification and magnetic field strength all influenced the

artifact intensity levels.

Crowns from 3MEspe® showed significantly larger artifacts in every series. Crowns from Acero XT® showed the smallest artifacts. Crown margin modifications increased the artifacts size. Largest artifacts were measured when crown margins were shortened and bent. However, significant differences could only be measured in the Vmax-GRE-Sequences in the Acero XT® ($p=0,009$) and Denovo Dental® ($p=0,002$) series.

Doubling of the magnetic field strength led to a significant increase in the artifact sizes in the GRE-sequences ($p=0,005$).

Conclusion:

In general, stainless steel crowns do not have to be removed before an MRI examination. Areas within a close distance from the crown can however be affected by artifacts.

If treatment with stainless steel crowns is planned before an MRI examination, a crown which causes small artifacts is recommended. Results have shown that the smallest artifacts were caused by crowns made of stainless steel type 316 (Acero XT®).

Crown margin modifications do not result in significantly larger artifacts and can thus be ignored.

A higher magnetic field strength causes larger artifacts, especially in GRE-sequences. This has to be taken into account before an MRI examination, as do the crown composition and the anatomical region of interest.

1 Einleitung

Eine ausführlich diskutierte und nach wie vor aktuelle Herausforderung in der Magnetresonanztomografie (MRT) sind Metalle am und im Körper des Patienten. Herausforderungen ergeben sich hier vor allem aus den durch diese Metalle verursachten Bildartefakte und der zu beachtenden Risiken bezüglich der allgemeinen Patienten- und Behandlungssicherheit. Auch die Erwärmung metallischer Objekte und mögliche Beschleunigungs- und Drehmomente werden diskutiert.

Der Zahnmedizin begegnet die Problematik potentieller Artefakte und Sicherheitsrisiken bei der Magnetresonanztomografie insbesondere bei Kindern und Jugendlichen, da eine hohe Anzahl dieser Patienten mit festsitzenden kieferorthopädischen Apparaturen (Brackets, Bänder, Drahtbögen und Retainer) behandelt werden.

In der Vierten Deutschen Mundgesundheitsstudie (DMS IV) aus dem Jahr 2005 gaben rund 45 Prozent der Kinder (bis 12 Jahre) und 58 Prozent der Jugendlichen (bis 15 Jahre) an, dass bei ihnen entweder eine entsprechende Therapie schon durchgeführt wurde oder aktuell zumindest geplant sei [54].

Vor allem bei Kindern in der ersten Dentition sowie im Wechselgebiss können konfektionierte Edelmetallkronen vorhanden sein, die ggf. eine anstehende MRT-Untersuchung beeinträchtigen können.

Diese Kronen kommen bei einer Molar-Inzisivus-Hypomineralisation (MIH) auch auf den 6-Jahr-Molaren zum Einsatz und können somit auch im bleibenden Gebiss vorkommen [45]. Weitere Einsatzgebiete für konfektionierte Metallkronen sind schwere Hypomineralisationen im Gebiss der ersten sowie die in der ersten und zweiten Dentition vorkommenden schweren Formen von Amelogenesis imperfecta, Dentinogenesis imperfecta und Dentindysplasie Typ 2 [46].

Diese Arbeit evaluiert die Ausbildung von Artefakten durch im Patientenmund befindliche konfektionierte Edelmetallkronen bei der MR-Bildgebung und deren Relevanz für die MRT-Auswertung.

2 Literaturübersicht

2.1 Die Magnetresonanztomografie

Die Magnetresonanztomografie ist ein nichtinvasives bildgebendes Diagnoseverfahren (Schnittbildverfahren) unter Nutzung eines Magnetfeldes von hoher Feldstärke sowie von in gepulster Form eingestrahlten Radiowellen im Megahertz-Band von geringer Intensität [64].

2.1.1 Grundlagen der Magnetresonanztomografie

Bei der MRT werden im Gegensatz zur konventionellen Röntgendiagnostik keine ionisierenden Strahlen angewendet. Die Bildgebung macht sich den magnetisch wirksamen Drehimpuls, den sogenannten Spin der Atomkerne mit ungerader Nukleonenzahl (Protonen und Neutronen; in der klinischen Bildgebung im Wesentlichen des Wasserstoffs [H]) zu Nutze.

Wasserstoffkerne besitzen ein großes magnetisches Moment. Diese sind im Organismus des Menschen besonders häufig anzutreffen. Durch ihren hohen Gehalt an Wasserstoffatomen können in der MRT besonders wasserhaltige Gewebe, Lipide und Proteine gut dargestellt werden.

Supraleitende Spulen bilden ein starkes homogenes Magnetfeld. Gradientenfelder erzeugen über zusätzliche Spulen für jedes Volumenelement des jeweils zu untersuchenden „Schnittbildes“ des Objekts ein unterschiedliches ortspezifisches Magnetfeld.

Ferner werden Protonen durch ein hochfrequentes elektromagnetisches Wechselfeld angeregt. Diese streben ihre ursprünglichen Energieniveaus an. Dabei geben sie elektromagnetische Energie in Form von Radiowellen ab, welche durch den Magnetresonanztomografen empfangen und durch einen computerassistenten Rechenalgorithmus zu diagnostischen Bildern umgerechnet werden [49].

2.1.2 Kurzbeschreibung der Spin-Echo-Sequenzen

Die Spin-Echo-Sequenz (SE-Sequenz) ist im Wesentlichen eine Zusammenfassung der Ortskodierung in allen Raumrichtungen. Sie zeigt zumeist eine robuste Bildqualität.

Die Ergebnisse anderer Pulssequenzen werden daher häufig mit denen einer SE-Sequenz verglichen.

Ein selektiver 90° -Puls wird mit einem Schichtselektionsgradienten erzeugt, dabei wird eine Transversalmagnetisierung hervorgerufen. Darauf folgend wird ein Phasenkodiergradient geschaltet, dem ein selektiver 180° -Puls folgt. Dieser verursacht das Spin-Echo.

Die TE-Zeit (Time to Echo) zwischen dem 90° -Impuls und dem Spin-Echo definiert die Echozeit. Eine lange Echozeit TE führt zu großen Unterschieden zwischen den Signalstärken der unterschiedlichen Gewebetypen (transversale Relaxationszeit T_2). Es entsteht eine starke T_2 -Gewichtung.

Eine sehr lange TE verursacht kleine Signal-Rausch-Verhältnisse, das heißt die Signalstärke ist im Verhältnis zum Hintergrundrauschen zu gering [34, 77].

Die Spin-Echos werden durch mehrere 180° -Impulse wiederholt. Beeinflusst werden die Spin-Echos auch durch die TR (Time to Repeat), dem Repetitionsintervall zwischen zwei Impulsfolgen. In einer T_2 -gewichteten Aufnahme würde die TR möglichst lang gewählt, so dass der gegenläufige Einfluss von T_1 (longitudinale Relaxationszeit) durch eine fast vollständig erholte Längsmagnetisierung zum Aufnahmezeitpunkt praktisch keine Relevanz mehr zeigt [69].

2.1.3 Kurzbeschreibung der Gradienten-Echo-Sequenzen

Die Gradienten-Echo-Sequenzen bilden die Grundlage vieler Schnellbildverfahren. Im Gegensatz zu den Spin-Echo-Sequenzen (SE-Sequenzen) werden bei den Gradienten-Echo-Sequenzen die Echoauslösungen nicht durch einen 180° Grad Hochfrequenzimpuls, sondern durch die Umkehr der Ausrichtung des Frequenzkodiergradienten erreicht. Bei Anwendung von Anregungswinkeln kleiner als 90° Grad wird das Gradientenechoverfahren auch als FLASH-Technik (Fast Low Angle Shot) oder FFE-Technik (Fast Field Echo) bezeichnet [4].

2.1.4 Einsatzgebiete und der Magnetresonanztomografie

Die MRT wird für die Ganzkörperuntersuchung und zur lokalen Diagnostik krankhafter Veränderungen genutzt. Dabei handelt es sich unter anderem um Veränderungen des ZNS, von Leber, Niere, Pankreas, Harnblase und Auge sowie des Herz-Kreislauf-Systems. Die MRT ermöglicht durch die dargestellten Wasserstoffdichte- und Relaxationszeitunterschiede eine scharfe Abgrenzung von Tumoren (Neoplasien), Ödemen, Blutungen (Hämorrhagien) oder Nekrosen gegenüber der gesunden Umgebung [61].

Die in der kraniellen Bilddiagnostik untersuchten Bereiche lassen sich unterteilen in: Kopf-Hals-Bereich, der gesondert betrachtete Gesichtsschädel, Zisternen und Ventrikelsystem sowie Blutgefäße und die Durastrukturen [47].

Abbildung 1 zeigt, dass die in Deutschland im Jahre 2009 durchgeführten CT- und MRT-Untersuchungen sich mehrheitlich auf den Kopf-Hals-Bereich bezogen.



Abb. 1: CT- und MRT-Untersuchungen in Deutschland 2009, Anzahl in Millionen (Angaben gerundet) [6]

Aus einem Bericht der BARMER GEK aus dem Jahre 2009 lässt sich schlussfolgern, dass bei den für die vorliegende Studie relevanten Altersgruppen (Kinder und Jugendliche) eher selten MR-Tomografien angefertigt werden [7].

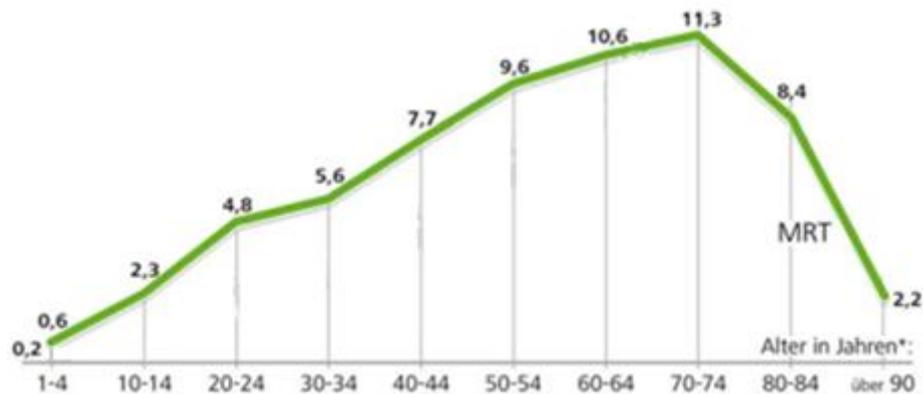


Abb. 2: MRT-Untersuchungen in Deutschland im Jahr 2009, Angaben in Prozent bezogen auf die Gesamtzahl der MRT; modifiziert nach [7]

Bezogen auf die Gesamtanzahl aller MRT-Untersuchungen bei BARMER GEK versicherten Patienten entfielen auf die Altersgruppen von 1-14 Jahren nur zwischen 0,6 % und 2,3 % aller Magnetresonanztomografien.

2.1.5 MRT-Diagnostik im Kopf-Hals-Bereich

Untersuchte Abschnitte im Bereich des Gesichtsschädels sind vor allem die Orbita (Orbita-Diagnostik) inklusive der Darstellung der Augenmuskeln, ebenso die Diagnostik des Nervus opticus bis zum Chiasma opticum.

Nasennebenhöhlen, Speicheldrüsen und der retromaxilläre Raum sowie die Nasenmuscheln und der Nasopharynx gehören ebenfalls zu den bevorzugt untersuchten Bereichen [47, 63].

Leitstrukturen des Kopf-Hals-Bereiches sind die Halswirbelsäule, das Rückenmark sowie die Medulla oblongata und die spinalen Subarchnoidalräume. Insgesamt ist die MRT im Bereich des zentralen Nervensystems und des Spinalkanals unter anderem aufgrund des hervorragenden Weichteilkontrasts bei vielen klinische Fragestellungen

das Mittel der Wahl. Auch die großen Blutgefäße des Halses, der Mundhöhle und des Pharynx zählen zu den Leitstrukturen des Kopf-Hals-Bereiches [47, 62].

Im Bereich des knöchernen Hirnschädels wird die Computer-Tomografie bevorzugt. Diese sind beispielweise das Hinterhauptbein, das Felsenbein, Sella turcica sowie Mast- und Ethmoidalzellen [47].

Die Abbildung der Liquorräume in der MRT erfolgt frei von Knochenartefakten. Insbesondere sind hier zu nennen: Cisterna cerebellomedullaris, C. pontocerebellaris, C. interpeduncularis, C. ambles, C. venae cerebi magna sowie die C. valliculae cerebi [49]. Die großen Blutgefäße sind in der MRT gut zu lokalisieren. Vor allem cerebrale Gefäßfehlbildungen lassen sich gut abbilden, häufig sogar besser als in der Computertomografie [47].

Die Dura kann in der MRT nicht oder nur nach Kontrastmittelgabe, wie z. B. Gadovist (Gadobuterol), Primovist (Gadoxetsäure, Dinatrium) oder Dotarem (Gadotersäure), dargestellt werden. Besondere Bedeutung haben hier insbesondere die Spalträume zwischen dem Okzipitallappen und dem Kleinhirn [47].

2.1.6 Vor- und Nachteile der Magnetresonanztomografie

Bei Anwendung innerhalb definierter physikalischer Grenzwerte konnten bis zum jetzigen Zeitpunkt wissenschaftlich keine erkennbaren biologischen Schäden nachgewiesen werden [61]. Jedoch existieren MRT-spezifische Risiken für bestimmte Patientengruppen.

Bewegliche, magnetisierbare Metallteile können durch das im MRT herrschende Magnetfeld disloziert werden. Beispielhaft sind hier zu nennen: Gefäßclips, Metallsplitter und bestimmte Herzklappentypen [39, 48].

Patienten, bei denen Metallsplitter und Schussprojekte impaktiert sind, gelten deshalb als besonders gefährdet. Dieses Risiko hängt von den ferromagnetischen Eigenschaften eben dieser Fremdkörper sowie von deren anatomischer Lage ab. Besonders kritisch sind hier die Nähe zu Auge, Hirnparenchym, Spinalkanal, Lunge, Mediastinum oder Bauchorganen [81].

Ebenso sind Funktionsstörungen elektronischer Implantate, z. B. Herzschrittmacher, möglich. Auch eine Erhöhung der Körpertemperatur durch die Hochfrequenzimpulse um bis zu 3 Grad Celsius ist für bestimmte Patientengruppen problematisch. Großflächige Tätowierungen stellen ebenfalls eine Herausforderung dar, weil die verwendeten Farbpigmente oftmals Metallpartikel enthalten und bei Erwärmung durch die MRT zu Verfärbungen/Verwischungen oder gar Verbrennungen führen können [81].

Somit sind insbesondere folgende Patienten bei einer MRT als potentielle Risikogruppen anzusehen: Säuglinge und Kleinkinder sowie Patienten mit eingeschränkter Thermoregulation (z. B. Patienten mit ektodermaler Dysplasie), hochgradigen Durchblutungsstörungen, Herzrhythmusstörungen und schlechtem Allgemeinzustand, als auch Patienten mit bekanntem Epilepsieleiden, impaktierten metallischen Fremdkörpern oder großflächigen Tätowierungen.

Weitere Besonderheiten der MRT sind die vergleichsweise hohen Kosten, der Personalaufwand sowie die Zeitintensivität. Insbesondere im Hinblick auf den Einsatz in der Pädiatrie muss erwähnt werden, dass die MRT als wenig kindgerecht gilt [61].

Neben der Problematik der Artefaktbildung in der MRT (siehe Kapitel 2.1.7) entstehen hier physische und psychische Belastungen, hervorgerufen durch die hohe Lautstärke und die Enge des Gerätes. Diese ist gerade für Kinder problematisch. Jedoch zeigten Westra et al. in ihrer Studie mit 54 Kindern im Alter von 5-12 Jahren, dass der Stress durch die MRT bei Kindern als minimal angesehen werden kann [82].

Erklären lässt sich dieser Widerspruch mit der Studie von Dewey et al., welche zeigten, dass wenn Geräte neuerer Bauart (97 % Reduktion der Lautstärke gegenüber älteren Modellen) genutzt werden, die Klaustrophobie bedingten Zwischenfälle bei einer MRT-Untersuchung signifikant gesenkt werden können [20].

Die Magnetresonanztomografie ist trotz der aufgeführten Besonderheiten, insbesondere aufgrund der fehlenden ionisierenden Strahlung, des hohen Gewebekontrastes sowie der hohen Sensitivität beim Nachweis von pathologischen Prozessen, eine gute und teilweise bessere Alternative zur Computertomografie für Kinder und Jugendliche [61].

2.1.7 Artefakte in der Magnetresonanztomografie

Ein Artefakt in der MRT-Bildgebung ist eine Störung der Signalerzeugung beziehungsweise des Signalempfangs und der Bildberechnung und kann durch eine Vielzahl von Faktoren hervorgerufen werden. Neben den schon erwähnten Artefakten, die durch metallische Objekte ausgelöst werden, unterscheidet man zwischen Bewegungsartefakten, dem sogenannten „Ghosting“, das durch Bewegung des Patienten oder Untersuchungsgegenstandes hervorgerufen wird, den Pulsationsartefakten, hervorgerufen durch die großen Blutgefäße und den sogenannten „Chemical-Shift“-Artefakten. Letztere können an Grenzflächen zwischen fett- und wasserhaltigen Strukturen entstehen [50].

Weitere in der MRT vorkommende Artefaktarten sind: „Phase Wrapping“, Trunktionsartefakte, „Magic-Angle“-Artefakte, „Eddy-Currents-Ströme“, Partialvolumen-Artefakte, inhomogene Fettsuppression, Linien- und „Herring-Bone-Artefakte“ [80] sowie die von Hargreaves et al. beobachteten "bright pile-up" Artefakte [29].

Diese Artefaktarten sind für die vorliegende Fragestellung nicht relevant und werden daher nicht weiter ausgeführt.

Metalle können die sogenannten „Suszeptibilitätsartefakte“ verursachen [39]. Diese durch Metalle verursachten Artefakte sind Untersuchungsgegenstand der vorliegenden Arbeit. Die weiteren Ausführungen beziehen sich daher auf dieses Phänomen.

2.1.8 Suszeptibilitätsartefakte

Die Suszeptibilität beschreibt das Phänomen der Magnetisierbarkeit von verschiedenen Materialien in einem definierten Magnetfeld. Diese so entstehenden Artefakte können zu erheblichen Verzerrungen und Signalauslöschungen führen [50].

Speziell drei Stoffgruppen mit verschiedener magnetischer Suszeptibilität sind von Bedeutung beim MRT: paramagnetische, diamagnetische und ferromagnetische Stoffe. Para- und ferromagnetische Materialien haben eine Permeabilität > 1 , diamagnetische Materialien < 1 [21].

Die magnetische Suszeptibilität diamagnetischer Stoffe ist aufgrund des

Nichtvorhandenseins von unpaarigen orbitalen Elektronen negativ, die von paramagnetischen und ferromagnetischen Stoffen ist positiv, beziehungsweise sehr stark positiv aufgrund der Existenz unaufgefüllter äußerer Elektronenschalen [28].

In der Umgebung von paramagnetischen Stoffen entsteht ein Magnetfeldgradient. Dieser führt vor allem bei den Gradientenecho-Sequenzen zu einem Signalverlust. Wie bereits beschrieben, ist die Magnetisierbarkeit von Eisenpartikeln äußerst stark ausgeprägt. Das kann zu besonders ausgedehnten räumlichen Signalauslöschungen und Verzerrungen im MR-Bild führen [50].

H₂O, gasförmiger Stickstoff (N₂) und Kupfer sollen hier als Beispiele für Stoffe mit diamagnetischen Eigenschaften stehen. Sie weisen eine negative Suszeptibilität auf und sind im Grunde nicht magnetisch. Sauerstoff hat paramagnetische Eigenschaften, ebenso wie Aluminium und Platin. Es erfolgt eine Ausrichtung im magnetischen Feld, jedoch nicht vollständig, da sie der Wärmebewegung der Atome entgegensteht. Dennoch liegt ein großes magnetisches Moment vor, woraus eine positive Suszeptibilität resultiert. Eisen, Nickel und Kobalt, Bestandteile vieler dentaler Legierungen, haben ferromagnetische Eigenschaften und können damit Suszeptibilitätsartefakte wie in Abbildung 3 verursachen [35].



Abb. 3: Suszeptibilitätsartefakt bei Titanimplantat im Oberkiefer, a: GE-Sequenz, b: SE-Sequenz [4]. In b zeigt sich eine Auslöschung (schwarz) insbesondere des Frontalhirns und der vorderen Schädelbasis sowie der conchae nasales, des palatum molle und des Zungengrundes.

2.2 Dentale Metalle in der MRT

Es gibt zahlreiche Studien über die Einflüsse von Metallen und Legierungen auf die MRT. Untersucht wurden unter anderem die Erwärmung der Metalle, die Dislokationsgefahr und die Artefaktbildung in der MRT [16, 31, 37, 40, 44, 53, 54, 57, 66, 71, 83]. Teilweise wurden von einigen Autoren bereits Auswirkungen kieferorthopädischer Apparaturen und Legierungen sowie Metalle im Allgemeinen auf die MRT untersucht.

Allerdings beziehen sich die bislang verfügbaren wissenschaftlichen Publikationen nicht auf konfektionierte Edelstahlkronen.

Das Problem der Erwärmung von Metallen durch die MRT kann nach heutigem Wissensstand als klinisch nicht relevant angesehen werden. So zeigten Yassi et al. bei 1,5 Tesla Temperaturerhöhungen von weniger als 1°C bei intraoralen Drähten und Brackets [83]. Zu ähnlichen Ergebnissen kamen auch Miyata et al. in ihrer Studie über die Erwärmung von dentalen metallischen Attachments [54].

Bereits 1988 untersuchten Shellock et al. unter anderem kieferorthopädische Apparaturen auf ihr Verhalten und ihre Dislokationsgefahr im MRT. Sie kamen zu der Schlussfolgerung, dass bei entsprechender Befestigung keine Dislokationsgefahr besteht und die Apparaturen im Munde verbleiben können [71].

2005 untersuchten Klocke et al. an 32 kieferorthopädischen Apparaturen bei einer Magnetfeldstärke von 1,5 Tesla die im Magnetfeld wirkenden Translations- und Rotationskräfte. Die Autoren stellten bei Stahl-Retainerdrähten und Stahl-Drahtbögen Translationskräfte in Höhe der 9,1- bis 27,6-fachen Gravitationskraft fest. Drähte auf Nickel-Titan- beziehungsweise Titan-Molybdän-Basis erfuhren keinerlei Translations- oder Rotationskräfte im 1,5 Tesla-MRT. Keine oder nur sehr geringfügige Kräfte erfuhren Drahtlegierungen auf Kobalt-Chrom-Basis. Klocke und Mitarbeiter empfahlen daher, bei einer MRT-Untersuchung Stahldrähte gründlich auf ihre Verankerung hin zu überprüfen [44].

Studien zur Artefaktbildung in der MRT-Bildgebung durch Metalle wurden u. a. von Sadowsky et al. [66], Hinshaw und Mitarbeiter [37] sowie von Okano und Mitarbeiter [57] durchgeführt. In allen Untersuchungen wurde eine signifikante Artefaktbildung festgestellt, was jeweils mit der Empfehlung einherging, die kieferorthopädischen Apparaturen vor einer MRT-Untersuchung zu entfernen.

Beau et al. empfahlen nach ihren Ergebnissen über die Beeinflussung von MRT-Untersuchungen im Kopf und Halsbereich durch kieferorthopädische Brackets, das Entfernen von Brackets aus Edelstahl. Brackets aus Keramik mit metallischen Slots und solche aus Titan können abhängig von der untersuchten Region verbleiben [8].

Blankenstein et al. [9] untersuchten in einer aktuellen Studie 16 verschiedene Arten von Stahl-, Titan- und Kobalt-Chrom-Legierungen hinsichtlich der Bildung von Artefakten. Die Autoren kamen zu dem Fazit, dass nicht vom Material auf die Artefaktausprägung geschlossen werden kann, da neben den Titan- und Cobalt-Chrom-Legierungen auch eine bestimmte Art von Stahl keine Artefakte verursachte. Jedoch wurde in dieser Studie Wasser als Messlösung genutzt. Dieses widerspricht den Standards der American Society for Testing and Materials (ASTM) und lässt deswegen vermuten, dass die Ergebnisse hierdurch beeinträchtigt sein können [5].

Hargreaves et al. [31] stellten fest, dass die Präsenz von metallischen Implantaten in der MRT zu signifikanter Artefaktbildung, unter anderem auch Signalverlust, geometrischen Verzerrungen und sogenannten „bright pile-up artifacts“ führt. Sie wiesen jedoch auch darauf hin, dass mit sorgfältig eingestellten Parametern und Pulssequenzen eine Artefaktminimierung erreicht werden kann.

Destine et al. untersuchten verschiedene dentale Legierungen in Form von Kronen und eines dentalen Magneten auf ihr Verhalten in der MRT. Sie kamen zu der Schlussfolgerung, dass sowohl der Magnet, als auch die Kronen aus einer Kobalt-Chrom-Legierung (Remanium® von Dentaurum®, Ispringen, Deutschland) die Bildgebung bei einer MRT des Kiefergelenks klinisch relevant stören können. Vorausgesetzt diese befinden sich in Position des zweiten oberen Molaren [16].

Dass die Artefaktgröße bei steigender Magnetfeldstärke zunimmt, konnte von Matsuura et al. gezeigt werden: Die Autoren untersuchten neurochirurgische Biomaterialien – gleich in Form und Größe – aus Keramik, reinem Titan, einer Titanlegierung und einer Kobaltbasislegierung im MRT jeweils unter 0,5, 1,5 und 3,0 Tesla. Sämtliche Proben ergaben in allen Feldstärken Artefakte. Die Artefaktgröße nahm mit steigender Magnetfeldstärke zu. Lediglich die Artefaktausdehnung der keramischen Probe blieb hiervon unbeeinflusst und war in den Versuchen am geringsten ausgeprägt [53]. Dieser Zusammenhang mit verschiedenen Magnetfeldstärken wurde in den Untersuchungen von Klocke und Mitarbeitern nicht hergestellt [44].

Limuro et al. fanden desto größere Artefakte, je stärker die magnetische Permeabilität des Materials war. Auch die Größe und das Volumen des Objekts sollen einen direkten

Einfluss auf die Artefaktbildung haben [40].

In den Untersuchungen von Klocke et al. zeigten sich große Streuungen in den Ergebnissen für Stahldrähte, welche die Autoren auf die Herstellungsprozesse und die damit verbundenen spezifischen magnetischen Eigenschaften zurückführten [44].

Die in der vorliegenden Studie untersuchten Kronen bestehen aus Edelstahl verschiedener Typen (siehe Kapitel 4.1). Bei der Herstellung von dentalen Edelstählen werden reine Austenitgefüge angestrebt, welche geringe Festigkeitswerte, hohe Zähigkeitswerte, aus der eine große Bruchdehnung resultiert sowie einen hohen Wärmeausdehnungskoeffizienten begünstigen. Derartige austenitische Stähle sind an sich unmagnetisch, die Kaltverformbarkeit wird über Chrom- und Nickelzusätze gesteuert [27].

Rostfreier Edelstahl kann unmagnetisch oder magnetisch sein. Die großen Gruppen der ferritischen, martensitischen und austenitisch-ferritischen, korrosionsbeständigen Stähle sind ferromagnetisch. Auch die genormten, austenitischen Stähle können einen mehr oder weniger starken Magnetismus aufweisen [71]. Dieses kann beispielsweise im Zuge einer Kaltverformung geschehen, wenn der Austenit in größerem Umfang in Martensit umgewandelt worden ist [65].

Austenite enthalten mindestens 8% Nickel für die Stabilisierung ihrer Kristallgitterstruktur bei Raumtemperatur. Sie sind an sich nicht magnetisierbar. Nickel ist ein starker Austenitbildner. Dieser führt in Verbindung mit Chrom ab Gehalten von $\approx 18\%$ Nickel und $\approx 8\%$ Chrom zu einer Stabilisierung des Austenits bei Raumtemperatur. Bei Chrom- und Nickelgehalten am unteren Grenzbereich sind diese Stähle dem Martensit-Austenit-Gebiet nahe. Der Austenit ist somit instabil und kann sich bei Abkühlung auf tiefe Temperaturen oder durch kalte Verformung bei Raumtemperatur teilweise in Martensit umwandeln [65]. Martensit hat im Gegensatz zu Austenit magnetische Eigenschaften [30]. Ist das Austenitgefüge herstellungstechnisch bedingt mit Martensitanteilen versetzt, so muss man von geringfügigen Störungen im MRT ausgehen [67].

Abbildung 4 veranschaulicht die möglichen Übergänge zwischen Martensit und Austenit.

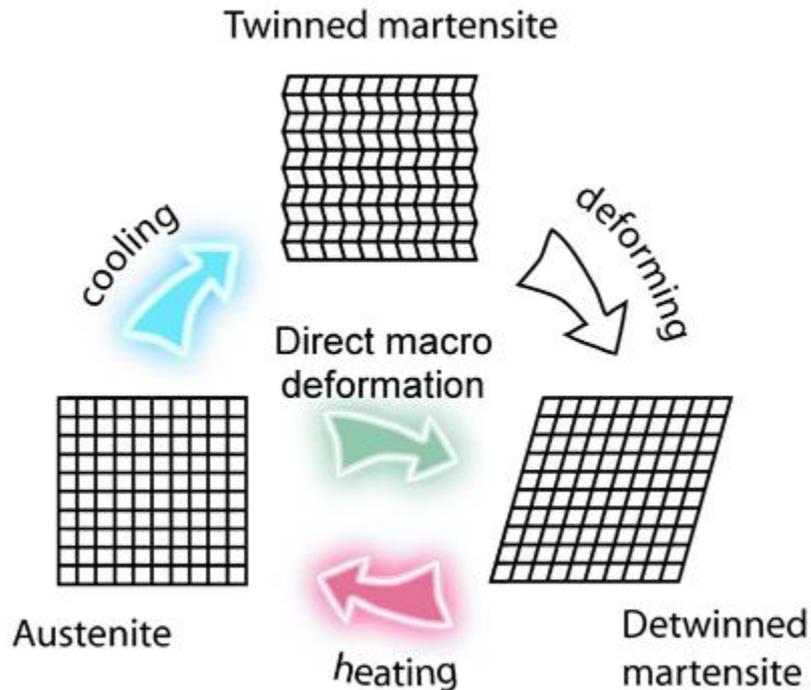


Abb. 4: Übergänge zwischen Austenit und Martensit durch Abkühlung (cooling), Kaltverformung (deforming, direct macro deformation) und Erwärmung (heating) [72].

Durch nachträgliche Bearbeitung von Edelstählen, z. B. durch Kaltverformung, erfolgt eine Verfestigung nach den metallurgischen Mechanismen sowie das Entstehen von Verformungsmartensit. Durch die Bildung von Martensit werden auch die ferromagnetischen Eigenschaften des Metalls beeinflusst [26].

Die Kaltverformung - auch Kaltverfestigung genannt - ist ein Prozess, bei dem ein duktiles Metall durch plastische Verformung fester und härter wird. Das Metall ist bei seiner Verformung „kalt“ gegenüber seiner Schmelztemperatur.

Bei einer Kaltverformung, wie zum Beispiel dem Biegen, werden durch Gleitvorgänge die einzelnen Kristalle im Metallgefüge gegeneinander verschoben, mit dem Resultat einer Gefügeänderung und innerer Spannungen, die Eigenschaftsveränderungen bewirken [12].

Im Diagramm 3 wird dieses Phänomen beispielhaft anhand des Stahls vom Typ 1.4106 dargestellt. Hier wird aufgezeigt, wie sich die Bearbeitungsschritte Schleifen, Richten und Ziehen auf die magnetische Permeabilität des ferritischen korrosionsbeständigen Stahls auswirken können.

Je nach Intensität dieser Bearbeitungsschritte kann der Einfluss der mechanischen Bearbeitungsschritte dabei größer oder kleiner sein.

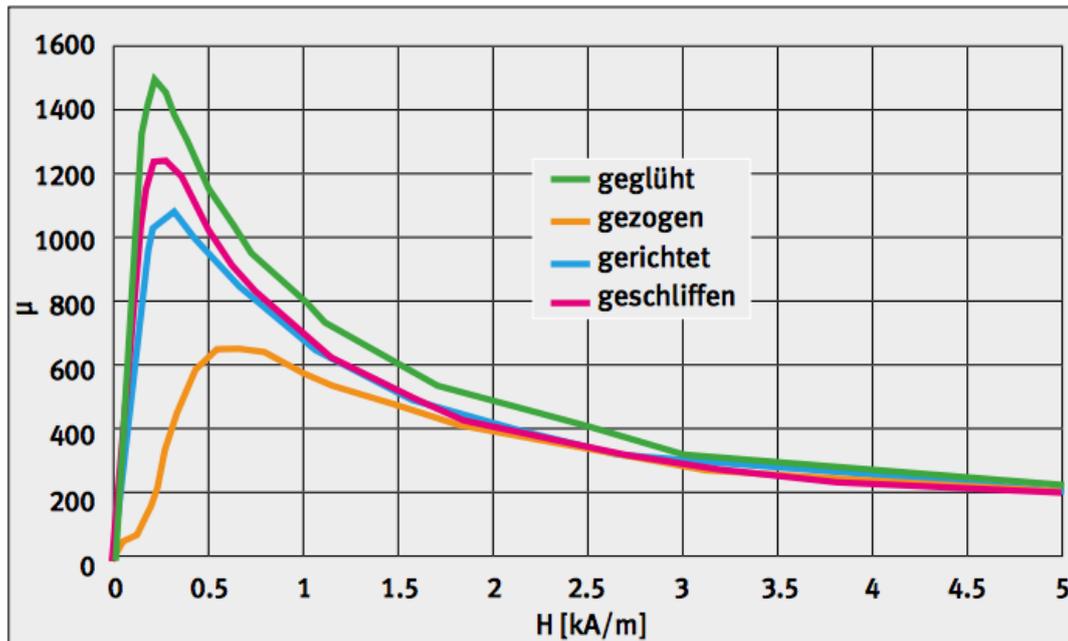


Abb. 5: Einfluss verschiedener Bearbeitungsschritte auf die magnetische Permeabilität (μ) des Stahls 1.4106 als Funktion der Feldstärke H (kA/m) [25].

Die Größe der Metallartefakte hängt von der gewählten Sequenz ab [70]. Der Relation zwischen Artefaktgröße und gewählter Pulssequenz wurde von Shafiei et al. nachgegangen, nachdem in der Literatur widersprüchliche Resultate zu Artefakten von Titan-Legierungen in Spin-Echo-Sequenzen beschrieben wurden [70].

Andere Autoren konnten keine signifikanten Artefakte durch Titan verzeichnen [75, 79]. Dagegen berichteten jedoch andere Arbeitsgruppen von moderaten bis sehr großen Artefakten [26, 52, 73].

Verschiedene Autoren belegten, dass die T_1 -FSE (Fastspinecho)-Sequenz die geringste Sensibilität bezüglich Metallartefakten aufweist und somit hier die geringste Artefaktausprägung zu erwarten ist [70, 73, 76]. Shafiei sowie Graf und Mitarbeiter erklären gegensätzliche Resultate bezüglich der Artefaktausprägung in der Literatur mit verschiedenen Parametern im MRT, wie der Feldstärke und den spezifischen Sequenzen und deren Parametern, dem Anteil an ferromagnetischen Spuren in den Materialien und den geometrischen Faktoren bei der Bildgebung. Für alle diese Faktoren ist bekannt, dass sie einen signifikanten Einfluss auf ArtefaktDarstellungen haben [29, 70].

Ooka et al. sehen zusätzlich einen direkten Zusammenhang zwischen Objekt- und Artefaktgröße von nahezu proportionalem Ausmaß [58].

2.3 Konfektionierte Edelstahlkronen in der Zahnmedizin

Konfektionierte Stahlkronen kommen in der Kinderzahnmedizin bei kariös zerstörten Milchzähnen zum Einsatz, wenn diese ausgedehnte mehrflächige Defekte aufweisen und eine Versorgung mit plastischen Füllungsmaterialien nicht indiziert ist. Eine Wiederherstellung der Funktion wird angestrebt. Auf diese Art versorgte Milchzähne können so bis zu ihrer physiologischen Exfoliation erhalten werden.

Konfektionierte Stahlkronen werden ebenso genutzt, wenn im Rahmen einer kieferorthopädischen oder prothetischen Behandlung Retentionsprobleme (z. B. bei Lückenthaltern oder Kinderprothesen) auftreten [68].

Das Eingliedern einer konfektionierten Stahlkrone erfordert im Regelfall nach der Präparation des betroffenen Zahnes zusätzliche Schritte für eine exakte Passung. Diese angestrebte Passung erfordert unter anderem eine mechanische Bearbeitung der Kronen [1].

Nach dem Überprüfen der Kronengröße muss der Kronenrand üblicherweise mit einer Kronenschere oder einer diamantbeschichteten Fräse um ca. einen Millimeter gekürzt werden, um eine Traumatisierung des inneren Saumepithels der Gingiva zu vermeiden. Im Anschluss an das Kürzen des Kronenrandes wird dieser neu konturiert und damit leicht nach innen gebogen, um einen sogenannten „Snap-Effekt“ herbeizuführen. Auf diese Weise sollen die Kronen, ähnlich dem Druckknopfprinzip, einschnappen und dieses somit zu einer hohen Randadaptation beitragen. Dieser Effekt wird normalerweise durch eine Konturier- oder auch Buckelzange erzeugt [1].

Nach Kontrolle der Okklusion, der approximalen Kontaktpunkte und der Randpassung wird die Krone meist mit einem konventionellen Zinkoxidphosphat- oder Glasionomermertement eingegliedert [68].

Ein anderer Ansatz wird bei der sogenannten Hall-Technik von Dr. Nicola Innes von der University of Dundee verfolgt. Diese alternative Form der Versorgung von Milchzähnen mit Stahlkronen kommt ohne Kariesentfernung, Anästhesie und Kronenpräparation aus. Hier wird eine konfektionierte, mit Glasionomermertement gefüllte Stahlkrone über den kariösen Zahn gestülpt und damit die Karies dicht verschlossen [41-43].

Wird diese Technik angewandt, ist ein Effekt auf die MRT-Bildgebung aufgrund der fehlenden mechanischen Bearbeitung des Kronenrandes unwahrscheinlich.

3 Ziel der Untersuchung

Ziel der vorliegenden In-vitro-Studie ist, ob und in welchem Ausmaß die in der Zahnmedizin genutzten konfektionierten Edelstahlkronen Artefakte in der Magnetresonanztomografie verursachen (I), ob diese Auswirkungen auf die Auswertung (relevant oder vernachlässigbar hinsichtlich der Auslöschung relevanter anatomischer Strukturen im Kopf-Hals-Bereich) einer MRT haben (II) und ob ggf. zu evaluierende Kronen(typen) vor einer anstehenden MRT-Untersuchung aus dem Patientenmund entfernt werden sollten (III).

Ferner sollte geprüft werden, welche Rolle die Magnetfeldstärke auf die Magnetisierung und somit die Eigenschaften der Metalle im MRT hat (IV).

Darüber hinaus soll geklärt werden, ob und inwieweit sich die verschiedenen aktuell erhältlichen Stahlkronen in der Artefaktbildung unterscheiden, als auch ob die ferromagnetischen Eigenschaften der Stahlkronen und somit die Artefaktbildung in der MRT durch kalte mechanische Verformungen des Stahls beeinflusst werden (V).

4 Material und Methoden

4.1 Untersuchten Materialien

Für diese Studie wurden drei konfektionierte Edelstrahlkronen verwendet:

- **A:** (3MEspe®, Neuss, Deutschland)
- **B:** (Acero XT®, Seattle, USA)
- **C:** (Denovo Dental®, Baldwin Park, USA)

Diese Edelstahlkronen werden aus Stahl des Typs 304 (C), Typ 316 (B) und Typ 316L (A) gefertigt. Zum besseren Vergleich wurden von jedem Hersteller jeweils Kronen der Größe 4 des linken oberen zweiten Milchmolaren (Zahn 65) und Kronen der Größe 4 des linken oberen ersten Milchmolaren (Zahn 64) für die Testreihen verwendet.

Die Legierungen der Stahltypen beinhalten als Hauptbestandteil Eisen. Die restlichen Legierungsbestandteile setzen sich wie folgt zusammen:

- Typ 304: 18,0 - 19,5% Chrom, 8,0 - 10,5% Nickel und max. 0,07% Kohlenstoff [17]
- Typ 316: 16,5 - 18,5% Chrom, 10,0 – 13,0% Nickel und max. 0,07% Kohlenstoff [18]
- Typ 316L: 16,5 - 18,5% Chrom, 10,5 - 13,0% Nickel und max. 0,03% Kohlenstoff [19]

4.2 Methodik

Um die Zielstellung der Studie vollständig zu erfüllen, waren folgende Schritte durchzuführen:

Die Kronen der drei Hersteller wurden zunächst im unbehandelten konfektionierten Zustand auf einer Präzisionswaage (smart weigh GEM20, Smart Weigh®, New York, USA, Messgenauigkeit 0,001 g) gewogen und die größte Breite sowie Höhe mittels eines Lineals (Lineal 30 cm, Office Discount®, Neufahrn bei München, Deutschland) bestimmt. Jede Messung wurde mit fünf Kronen derselben Größe (Zahn 65 und 64) jeweils zehnmal wiederholt und ein Mittelwert gebildet. Dieser wurde per manueller Eingabe in eine Tabelle protokolliert.

Es folgten die Messungen der unbehandelten Kronen bei 1,5 Tesla (Zahn 65 und 64) und 3,0 Tesla (Zahn 65) auf ihre Artefaktgröße hin. Die Untersuchungen wurden an den Magnetresonanztomografen (1,5 und 3,0 Tesla, Siemens Avanto®, Eschborn, Deutschland) im MRT-Forschungszentrum der Universität Jena durchgeführt. Der Versuchsaufbau und die anschließende Auswertung der Artefakte erfolgte nach dem ASTM Standard F2119 der American Society for Testing and Materials. Dieser Standard sieht einen kompletten Bildersatz in der Spin-Echo- und der Gradienten-Echo-Technik unter den folgenden festgelegten Bedingungen vor [5]:

- Feldstärke: 1.5 T und/oder 3,0 T
 - Bandbreite: 32 kHz
 - Field of view (Untersuchungsbereich): muss das ganze Messobjekt erfassen
 - Matrixgröße bei kleinen Objekten: 256 x 256
 - Schichtstärke der Messschichten: 3 mm
- Puls Sequenz: **Spin-Echo**
- TR: 500 ms
 - TE: 20 ms
- Puls Sequenz: **Gradienten-Echo**
- TR: 100 – 500 ms
 - TE: 15 ms

Der ASTM Standard F2119 legt den Messaufbau und die Sequenzen fest, so dass auch bei Wiederholung der Messung vergleichbare Ergebnisse erzielt werden können. Durch Messungen in allen Raumrichtungen (sagittal, coronal, transversal) verbunden mit Wechsel der Frequenz- und Phasenkodierrichtung (sechs Sequenzen je Messung) soll sichergestellt werden, dass die jeweils größte Artefaktausdehnung auch auf den akquirierten Bildern erfasst ist. [5]

Gemessen wurde die Artefaktausdehnung in den 12 nach ASTM vorgeschriebenen MRT-Sequenzen. Jeweils sechs in den SE- und sechs in den GRE-Sequenzen [5]. Hierzu wurde ein Patient in Rückenlage am MRT eingestellt. Die festgelegten Messrichtungen waren Bauch nach Rücken (AP) in den sagittal und transversalen Schichten, Kopf nach Fuß (HF) in den sagittalen Schichten, rechts nach links (RL) in den transversalen und coronalen Schichten sowie Fuß nach Kopf (FH) in den coronalen Schichten.

Die ermittelten Daten (Schnittbilder) wurden per USB-Stick in das MRT-Artefaktauswertungsprogramm „SAM“ (MR-Susceptibility Artifact Measurement, Version 1.0, Herr Andreas Heinrich, Jena, Deutschland) der Radiologischen Abteilung der Universität Jena übertragen und die Artefakte auf ihre jeweils größte horizontale (Hmax) und vertikale Ausdehnung (Vmax) in den einzelnen Messsequenzen untersucht. Es wurde jeweils der höchste gefundene Wert notiert. Hierzu musste per Hand das Artefakt im Programm umkreist werden (siehe Abb. 8-10). Anschließend konnte das SAM Programm jeweils die Ausdehnung des Artefakts ermitteln.

Die gefundenen Werte wurden anschließend per manueller Eingabe tabellarisch erfasst. Für die Bestimmung der Signifikanz wurden jeweils die SE- und GRE-Sequenzen sowie die Werte der Hmax- und Vmax-Ausdehnungen getrennt betrachtet. Im Anschluss folgte die Messung der Artefaktintensität der um einen Millimeter am Kronenrand gekürzten Kronen sowie Messung der Artefaktausdehnung nach mechanischer Einwärtsbiegung des gekürzten Kronenrandes, sog. Buckeln. Das Kürzen des Kronenrandes um einen Millimeter für die zweite Messreihe erfolgte mit einer dentalen Kronenschere (Kinderdent[®], Weyhe, Deutschland). Die mechanische Bearbeitung wurde in Form einer zirkulären Kaltverfestigung am Kronenrand umgesetzt (Biegung des Kronenrandes zur Innenseite der Kronen). Diese wurde mit einer dafür vorgesehenen dentalen Buckelzange (Börtel Crimps Zange, Henry Schein[®], Langen, Deutschland) erreicht. In Abbildung 6 sind die unbehandelte, die gekürzte und die kaltverformte Krone (Zahn 65) der A-Messreihe nebeneinander aufgezeigt:

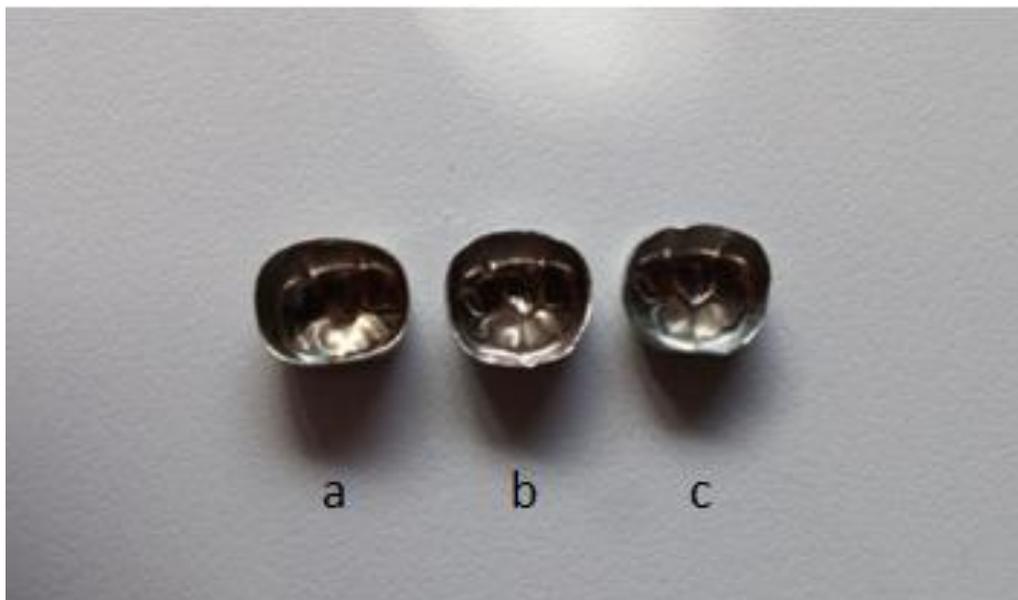


Abb. 6: Kronen (exemplarisch) der Firma 3MEspe[®] in unbehandeltem (a), gekürztem (b) und gebogenem (c) Zustand.

Es folgte eine Auswertung nach denselben Prinzipien wie bei den Messungen der unbehandelten Kronen. Anschließend wurden sämtliche relevanten Messungen bei einer Magnetfeldstärke von 3 Tesla wiederholt.

Letzter Schritt war der Abgleich mit diagnostischen, anonymisierten MRT-Aufnahmen

zum Bestimmen der Artefaktrelevanz bezüglich der Entfernung von relevanten anatomischen Strukturen, wie z. B. der Orbita oder Bereiche im zentralen Nervensystem.

Um eine klinische Relevanz der Artefakte zu untersuchen, wurden von der Universität Jena anonymisierte MRT-Aufnahmen von vier Kindern im Alter von 3-12 Jahren zur Verfügung gestellt. Diese Aufnahmen wurden in einem radiologischen Auswertprogramm (RadiAnt-Dicom-Viewer®, Version 2.2.9, Medixant, Poznan) untersucht und Distanzen zu relevanten anatomischen Strukturen per Hand mittels eines Längenbestimmungstools bestimmt. Bei der späteren Auswertung wurden Toleranzen von ± 10 mm hinzuaddiert, um etwaige Differenzen bei den Entfernungen zu berücksichtigen.

Als relevante anatomische Strukturen für eine MRT-Untersuchung wurden gewählt:

Der Unterrand der Orbita, als vertikale Begrenzung, der Unterrand des Gyrus temporalis inferior als Außenbegrenzung des Zentralnervensystems hinsichtlich der Position zum zweiten Milchmolaren im Oberkiefer, dem Unterrand des Cerebellum, sowie der Ventriculus lateralis als zentrale Struktur des Großhirns.

4.3 Statistische Auswertung

Die Messwerte wurden statistisch ausgewertet (SPSS Statistics®, Version 23, IBM, Ehningen). Für die Bestimmung der Signifikanz der Unterschiede zwischen unbehandelten und gebogenen Kronen eines Herstellers wurde der Mann-Whitney U Test herangezogen. Zweck des U-Tests ist der Vergleich von zwei unabhängigen Stichproben dahingehend, ob diese sich in der Größe der Messwerte signifikant unterscheiden. Im Gegensatz zum t-Test analysiert der U-Test nicht direkt die Messwerte, sondern die ihnen zugeordneten Rangplätze [60].

U überprüft die Gleichmäßigkeit der Verteilung der Rangplätze in einer gemeinsamen Rangreihe. Folgende Formeln liegen dem zu Grunde [78]:

$$U_1 = n_1 \cdot n_2 + \frac{n_1 \cdot (n_1 + 1)}{2} - T_1$$

n_k = Stichprobengröße der Stichprobe k

T_1 = Rangsumme der Stichprobe 1

Entsprechend berechnet sich auch U_2 für die zweite Stichprobe. Zwischen beiden Stichproben besteht folgender Zusammenhang:

$$U_1 + U_2 = n_1 \cdot n_2$$

U gibt die Summe der Rangplatzüberschreitungen an. Die berechneten Werte wurden auf ihre Signifikanz hin überprüft. Der berechnete kleinere U-Wert wird dem kritischen Wert aus der theoretischen U-Verteilung gegenübergestellt. Wenn gilt: $n_1 > 10$ und $n_2 > 10$ dann ist U nahezu normalverteilt, so dass die Statistik normiert und mit dem kritischen Wert auf der z-Verteilung verglichen werden kann [78].

Bei kleinen Stichproben ($n_1 < 10$ und $n_2 < 10$) wird die Signifikanz bei SPSS® in der Zeile „Exakte Signifikanz“ wiedergegeben. „Asymptotische Signifikanz“ sollte bei größeren Stichproben verwendet werden [78]. Liegt dieser Wert über dem Signifikanzniveau von 0,05 kann davon ausgegangen werden, dass kein statistisch signifikanter Unterschied vorliegt [78].

Bei der Bestimmung der Signifikanz der Unterschiede zwischen den drei Herstellern bei den Artefaktausdehnungen der unbehandelten Kronen kam der Median-Test [11] zur Anwendung. Hierbei werden die Werte aus zwei Stichproben zusammengefasst ($n_1 + n_2$). Diese werden der Größe nach aufsteigend geordnet und der Wert, der an der mittleren/zentralen Stelle steht (Medianwert) ermittelt. Es wurde untersucht, ob die Werte über oder unter dem Medianwert liegen [32]. Zur Visualisierung der Verteilung wurden die Daten unter anderem in Form von Box-Whisker Plots dargestellt.

Diese auch Boxplot genannte grafische Darstellung besteht aus einer Box und zwei vertikalen Linien (Whiskers). Diese Linien sind maximal 1,5-mal so lang wie die Länge der Box und enden an einem Datenpunkt. Die Linienendpunkte definieren den kleinsten und den größten Messpunkt. Datenpunkte, welche außerhalb dieser Linien liegen, gelten als Ausreißer und werden als Punkte gegebenenfalls gesondert markiert. Die Box enthält die 50% mittleren Beobachtungen der Daten (25%- bis 75%-Quantil). Ein innerhalb der Box befindlicher Querstrich beschreibt die mittlere Beobachtung, den sogenannten Median (50%-Quantil) [36].

4.4 Versuchsdurchführung

Die Versuchsobjekte wurden nach den Vorgaben des ASTM F2119 an einem Nylonfaden (Folia Nylonfaden, Folia®, Wendelstein, Deutschland) mit einem Durchmesser von 0,5 mm befestigt und in einem Phantom aus Plexiglas (Regalux Clear Box L, Regalux®, Frankfurt, Deutschland) platziert. Das Phantom wurde mit vier Litern Kupfersulfatlösung (Kupfersulfat 1000 g, Otto Fischar GmbH & Co. KG, Saarbrücken, Deutschland) in einer Konzentration von 1,5g/Liter H₂O befüllt.



Abb. 7: Testobjekt mittig im Versuchsbehälter mit Kupfersulfatlösung.

Das Testobjekt wurde im Isozentrum des Magneten mit Hilfe der Positionierungshilfe des MR-Tomografen positioniert und die anschließenden Messungen wie in Kapitel 4.2. beschrieben nach ASTM Standard F2119 durchgeführt. Standardmäßig wurde ein Patient in Rückenlage für die Messungen im MRT eingestellt.

Die ermittelten Daten wurden anschließend in das SAM Programm übertragen und die Artefakte auf ihre jeweils größte horizontale (Hmax) und vertikale Ausdehnung (Vmax) untersucht.

Abbildungen 8-10 zeigen die markierten Artefakte (links) mit der Auswertung im Intensitäts-Messungs-Auswertungs-Fenster (rechts).

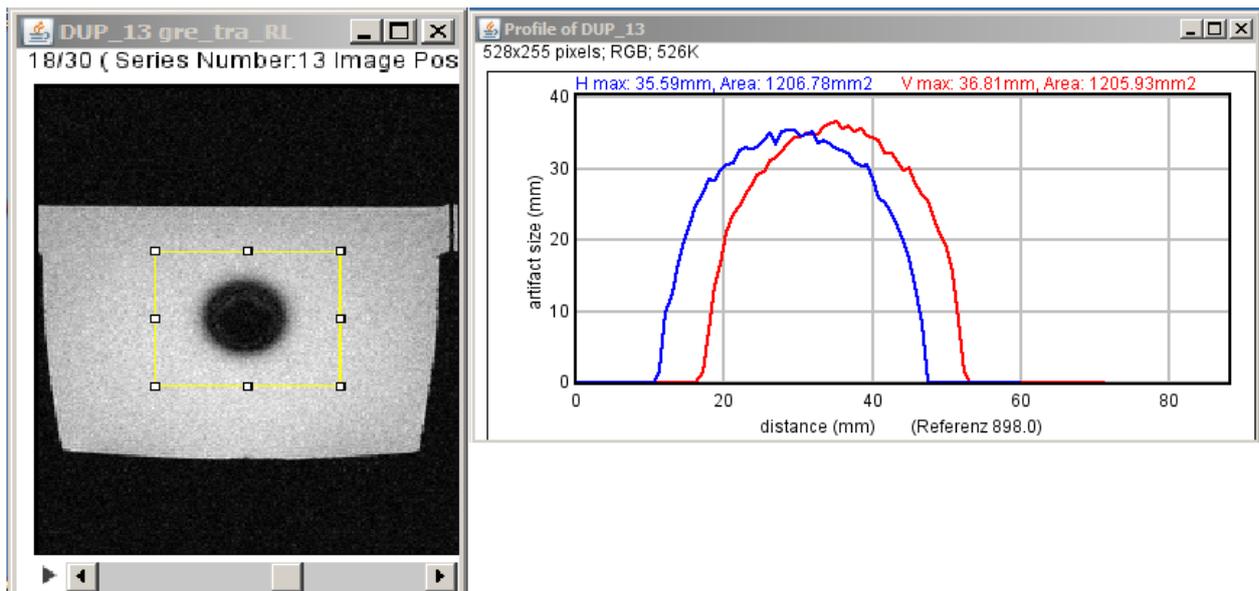


Abb. 8: Testobjekt in transversaler Schnittebene, GRE-Sequenz, SAM-Programm, Auswertungsfenster mit Hmax und Vmax (rechts).

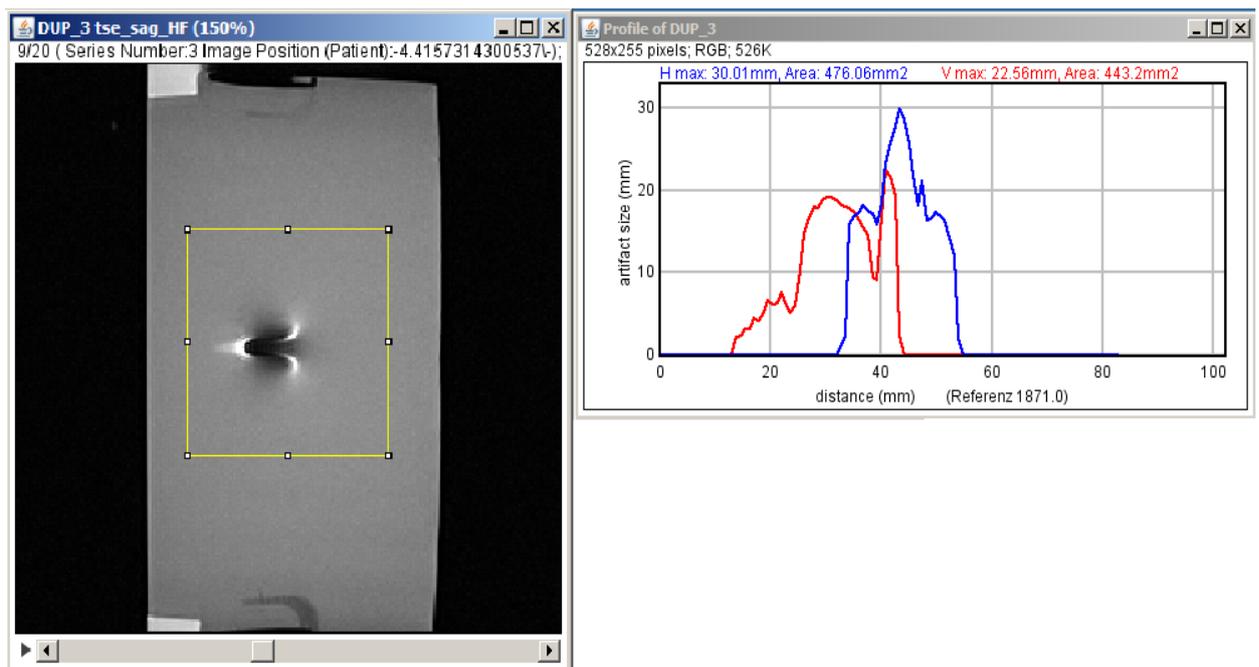


Abb. 9: Testobjekt in sagittaler Schnittebene, TSE-Sequenz, SAM-Programm, Auswertungsfenster mit Hmax und Vmax (rechts).

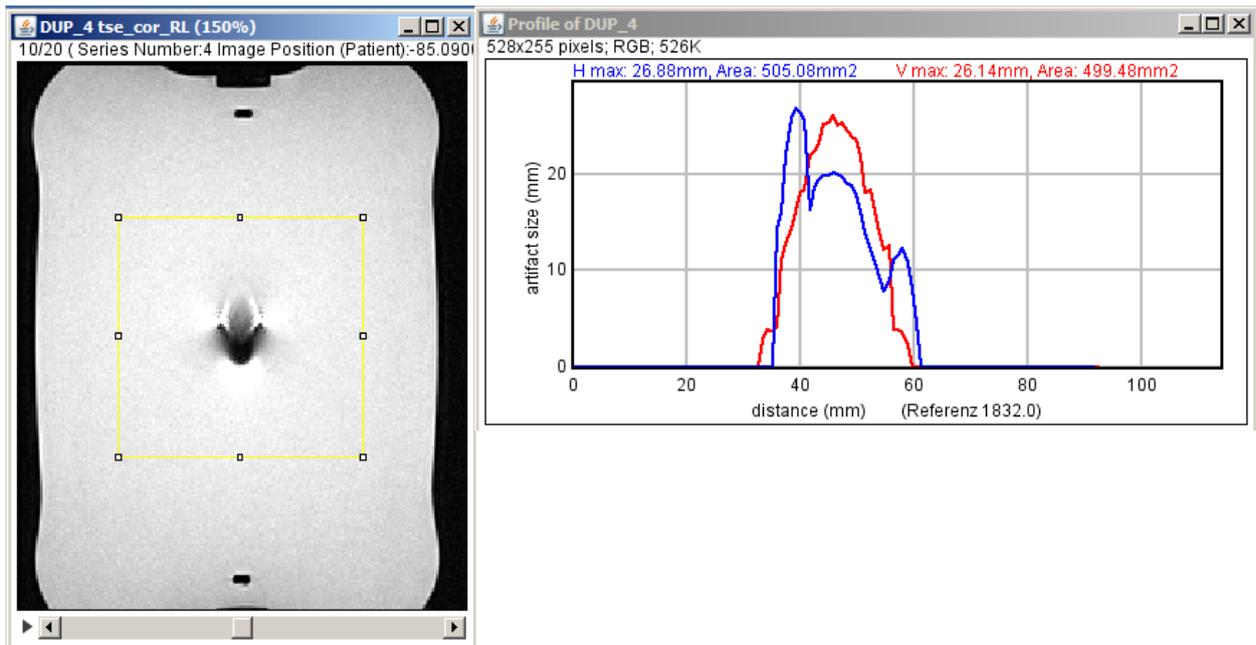


Abb. 10: Testobjekt in coronaler Schnittebene, TSE-Sequenz, SAM-Programm, Auswertungsfenster mit Hmax und Vmax (rechts).

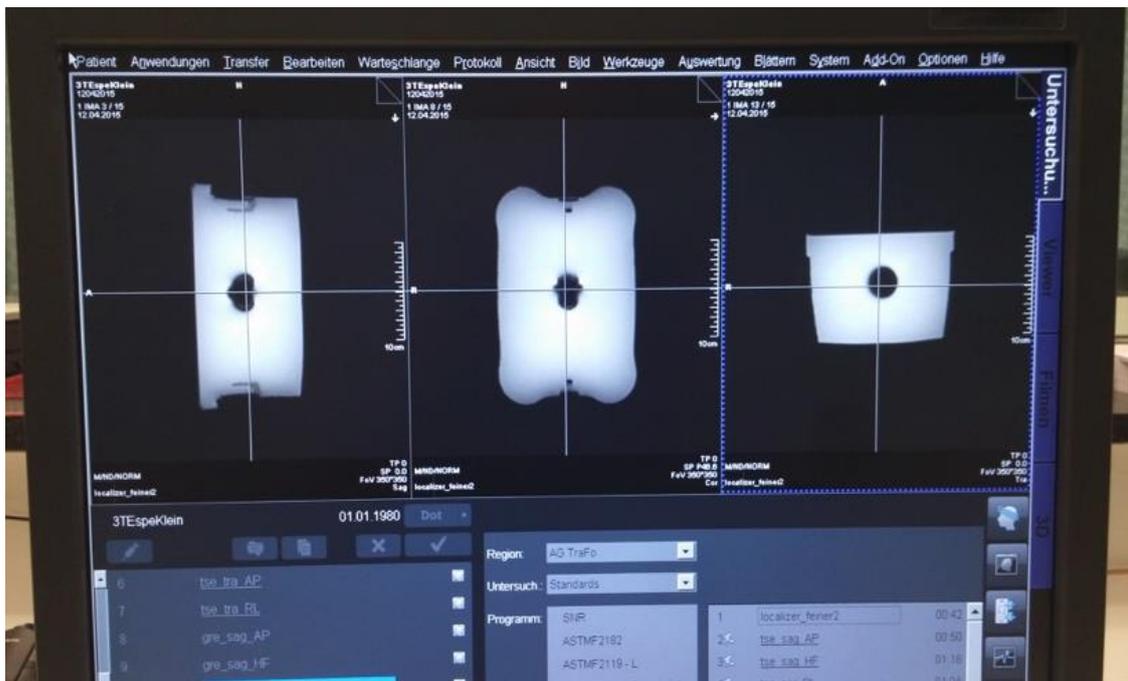


Abb. 11: Testobjekt im Versuchsbehälter mit Kupfersulfatlösung, Messungen am MRT-Auswertungsmonitor, Artefaktauslöschung mittig des Phantoms zentriert, Daten wurden anschließend in das SAM-Programm übertragen.



Abb. 12: Testobjekt im Versuchsbehälter mit Kupfersulfatlösung, Messungen im MRT, 1,5-Tesla Magnetresonanztomografen (Siemens Avanto®, Siemens, München).

5 Ergebnisse

5.1 Gewichte der unbehandelten und der gekürzten Kronen

Für die Messungen wurden von jedem Hersteller jeweils 5 Kronen derselben Größe zehnmal gewogen und ein Mittelwert gebildet, dieser ist in folgender Tabelle protokolliert.

Hersteller	Gewicht zweiter Milchmolar (mg)	Gewicht zweiter Milchmolar, gekürzt (mg)	Gewicht erster Milchmolar (mg)
3MEspe®	228	197	166
Acero XT®	199	166	144
Denovo Dental®	272	237	209

5.2 Ergebnisse im 1,5 Tesla Magnetresonanztomografen

Die höchsten ermittelten Werte für Hmax und Vmax pro Sequenz und pro Hersteller sind in folgenden Tabellen zusammengetragen und gegenübergestellt:

Legende:

- Rot** = höchste Ausdehnung
- Türkis** = zweithöchste Ausdehnung
- tse = Turbo Spin-Echo
- gre = Gradient-Echo
- sag = saggital
- cor = coronal
- tra = transversal
- AP = Bauch nach Rücken (Messrichtung)
- HF = Kopf nach Fuß (Messrichtung)
- RL = rechts nach links (Messrichtung)
- FH = Fuß nach Kopf (Messrichtung)

Tabelle 1: 3MEspe[®], Acero XT[®] und Denovo Dental[®] Kronen der Größe 4, zweiter Milchmolar unbehandelt, im Vergleich

Sequenz	3MEspe	3M Espe	Acero XT	Acero XT	Denovo	Denovo
	Hmax in mm	Vmax in mm	Hmax in mm	Vmax in mm	Hmax in mm	Vmax in mm
tse sag AP	34,76	37,12	29,36	26,47	30,71	31,48
tse sag HF	36,71	38,21	33,13	27,87	34,04	28,85
tse cor RL	32,92	38,05	29,43	30,02	29,13	28,41
tse cor FH	35,46	38,96	32,52	27,68	32,87	29,02
tse tra AP	40,29	29,30	31,98	24,60	31,79	24,89
tse tra RL	27,61	41,21	23,07	32,82	23,97	35,36
gre sag AP	40,87	52,19	32,88	38,18	33,26	40,22
gre sag HF	38,47	52,10	31,74	38,93	32,56	40,00
gre cor RL	41,30	51,46	35,82	38,96	31,46	39,75
gre cor FH	36,84	52,01	31,54	37,47	32,50	40,18
gre tra AP	45,79	47,28	38,07	39,25	39,28	40,02
gre tra RL	46,36	47,47	38,00	38,56	38,38	39,96

Tabelle 2: 3MEspe[®], Acero XT[®] und Denovo Dental[®] Kronen Größe 4, zweiter Milchmolar, gekürzt, im Vergleich

Sequenz	3MEspe	3M Espe	Acero XT	Acero XT	Denovo	Denovo
	Hmax in mm	Vmax in mm	Hmax in mm	Vmax in mm	Hmax in mm	Vmax in mm
tse sag AP	35,03	38,01	29,98	28,95	30,58	31,91
tse sag HF	39,02	34,65	34,25	28,86	32,26	29,89
tse cor RL	34,04	36,71	28,54	28,27	28,03	34,48
tse cor FH	36,50	34,95	32,60	28,39	29,90	30,62
tse tra AP	38,92	29,46	28,81	24,54	30,07	25,19
tse tra RL	26,39	40,77	23,03	33,72	23,03	33,99
gre sag AP	41,37	48,65	32,47	39,43	33,49	42,72
gre sag HF	39,01	49,27	32,10	39,73	33,35	41,53
gre cor RL	41,11	49,27	31,35	40,20	34,42	40,96
gre cor FH	39,17	49,33	31,79	39,6	31,81	40,87
gre tra AP	45,66	47,39	38,09	39,49	38,88	40,56
gre tra RL	46,14	48,43	38,17	39,19	38,83	40,38

Tabelle 3: 3MEspe[®], Acero XT[®] und Denovo Dental[®] Kronen Größe 4, kaltverformt, zweiter Milchmolar, im Vergleich

Sequenz	3MEspe	3M Espe	Acero XT	Acero XT	Denovo	Denovo
	Hmax in mm	Vmax in mm	Hmax in mm	Vmax in mm	Hmax in mm	Vmax in mm
tse sag AP	36,05	37,08	30,40	29,54	31,72	29,75
tse sag HF	39,78	34,62	34,38	28,76	34,80	30,32
tse cor RL	35,52	40,92	27,02	29,01	30,93	33,52
tse cor FH	37,11	35,46	33,59	29,20	34,99	30,04
tse tra AP	39,08	29,85	30,08	24,84	34,14	26,01
tse tra RL	27,69	42,76	23,51	31,47	24,38	35,47
gre sag AP	39,33	50,37	32,89	39,16	34,45	41,80
gre sag HF	39,65	50,47	32,70	39,92	33,47	42,98
gre cor RL	46,23	50,12	35,84	39,19	33,97	41,91
gre cor FH	39,51	49,80	31,45	40,33	33,56	42,66
gre tra AP	46,52	47,88	39,21	39,38	41,02	41,40
gre tra RL	46,58	47,59	38,85	39,44	40,87	42,15

Die Messwerte der Tabellen 1-3 sind zur Visualisierung der Verteilung in Form von Box-Whisker Plots dargestellt und wurden dem Median-Test unterzogen (siehe 5.2.1).

5.2.1 Statistische Signifikanz, unbehandelte Kronen im Vergleich

Abb. 13: Hmax-TSE (1,5 Tesla)-Messungen nach Hersteller

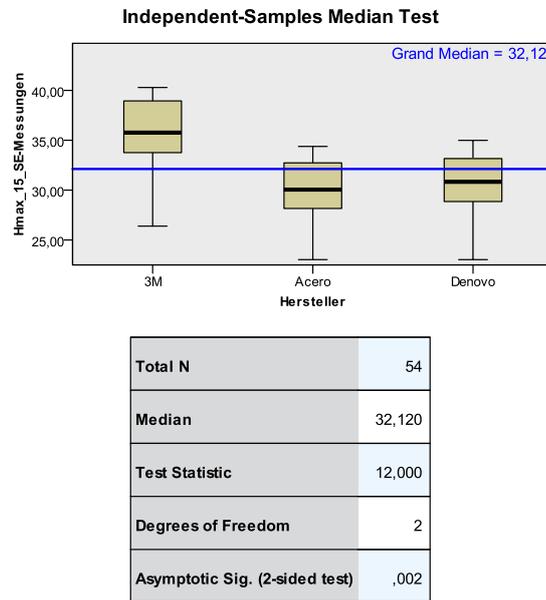


Abb. 14: Vmax-TSE (1,5 Tesla)-Messungen nach Hersteller

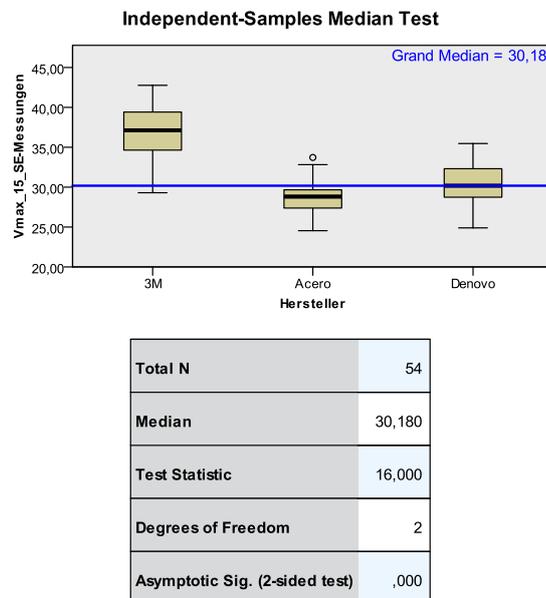
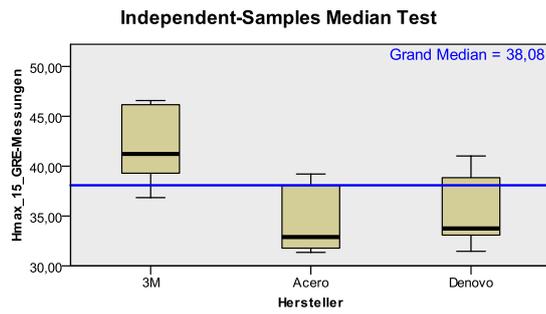
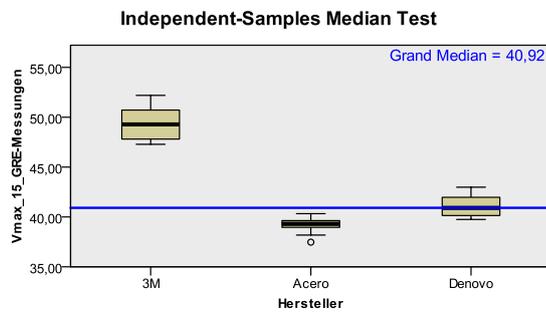


Abb. 15: Hmax-GRE (1,5 Tesla)-Messungen nach Hersteller



Total N	54
Median	38,080
Test Statistic	21,778
Degrees of Freedom	2
Asymptotic Sig. (2-sided test)	,000

Abb. 16: Vmax-GRE (1,5 Tesla)-Messungen nach Hersteller



Total N	54
Median	40,915
Test Statistic	36,000
Degrees of Freedom	2
Asymptotic Sig. (2-sided test)	,000

Ergebnisse:

Im Median-Test [11] für unabhängige Stichproben zeigten sich signifikante Unterschiede (overall) zwischen den Kronen der drei Hersteller in allen einbezogenen Messungen. Die Stahlkronen von 3MEspe® ergaben jeweils den höchsten Medianwert, gefolgt von Denovo Dental®.

5.2.2 Vergleich der Artefaktausdehnungen nach mechanischer Bearbeitung je Hersteller, bei 1,5 Tesla

Legende:

Rot = höchster Wert

Tabelle 4: 3MEspe® Krone Größe 4, unbehandelt, gekürzt, kaltverformt, im Vergleich

Sequenz	unbehandelt	unbehandelt	gekürzt	gekürzt	kaltverformt	kaltverformt
	Hmax in mm	Vmax in mm	Hmax in mm	Vmax in mm	Hmax in mm	Vmax in mm
tse sag AP	34,74	37,12	35,03	38,01	36,05	37,08
tse sag HF	36,71	38,21	39,02	34,65	39,78	34,62
tse cor RL	32,92	38,05	34,04	36,71	35,52	40,92
tse cor FH	35,46	38,96	36,5	34,95	37,11	35,46
tse tra AP	40,29	29,30	38,92	29,46	39,08	29,85
tse tra RL	27,61	41,21	26,39	40,77	27,69	42,76
gre sag AP	40,87	52,19	41,37	48,65	39,33	50,37
gre sag HF	38,47	52,10	39,01	49,27	39,65	50,47
gre cor RL	41,30	51,46	41,11	49,27	46,23	50,12
gre cor FH	36,84	52,01	39,17	49,33	39,51	49,8
gre tra AP	45,79	47,28	45,66	47,39	46,52	47,88
gre tra RL	46,36	47,47	46,14	48,43	46,58	47,59

Tabelle 5: Acero XT® Krone Größe 4, unbehandelt, gekürzt, kaltverformt, im Vergleich

Sequenz	unbehandelt	unbehandelt	gekürzt	gekürzt	kaltverformt	kaltverformt
	Hmax in mm	Vmax in mm	Hmax in mm	Vmax in mm	Hmax in mm	Vmax in mm
tse sag AP	29,36	26,47	29,98	28,95	30,40	29,54
tse sag HF	33,13	27,87	34,25	28,86	34,38	28,76
tse cor RL	29,43	30,02	28,54	28,27	27,02	29,01
tse cor FH	32,52	27,68	32,6	28,39	33,59	29,20
tse tra AP	31,98	24,60	28,81	24,54	30,08	24,84
tse tra RL	23,07	32,82	23,03	33,72	23,51	31,47
gre sag AP	32,88	38,18	32,47	39,43	32,89	39,16
gre sag HF	31,74	38,93	32,1	39,73	32,7	39,92
gre cor RL	35,82	38,96	31,35	40,20	35,84	39,19
gre cor FH	31,54	37,47	31,79	39,60	31,45	40,33
gre tra AP	38,07	39,25	38,09	39,49	39,21	39,38
gre tra RL	38,00	38,56	38,17	39,19	38,85	39,44

Tabelle 6: Denovo Dental® Krone Größe 4, unbehandelt, gekürzt, kaltverformt

Sequenz	unbehandelt	unbehandelt	gekürzt	gekürzt	kaltverformt	kaltverformt
	Hmax in mm	Vmax in mm	Hmax in mm	Vmax in mm	Hmax in mm	Vmax in mm
tse sag AP	30,71	31,48	30,58	31,91	31,72	29,75
tse sag HF	34,04	28,85	32,26	29,89	34,8	30,32
tse cor RL	29,13	28,41	28,03	31,48	30,93	33,52
tse cor FH	32,87	29,02	29,9	30,62	34,99	30,04
tse tra AP	31,79	24,89	30,07	25,19	34,14	26,01
tse tra RL	23,97	35,36	23,03	33,99	24,38	35,47
gre sag AP	33,26	40,22	33,49	42,72	34,45	41,8
gre sag HF	32,56	40	33,35	41,53	33,47	42,98
gre cor RL	31,46	39,75	34,42	40,96	33,97	41,91
gre cor FH	32,5	40,18	31,81	40,87	33,56	42,66
gre tra AP	39,28	40,02	38,88	40,56	41,02	41,4
gre tra RL	38,38	39,96	38,83	40,38	40,87	42,15

5.2.3 Vergleich der Artefaktausdehnungen nach Kronengröße, 1,5 Tesla

Gegenübergestellt sind je eine einzelne Krone zu zwei nebeneinanderliegenden Kronen. Es ergab sich so ein Messobjekt von doppelter Breite (20 mm) aber gleicher Höhe (5 mm). Die zweite Gegenüberstellung stellt eine Krone der Größe 4 des ersten und des zweiten Milchmolaren gegenüber.

Legende:

Rot	= höchster Wert
Türkis	= zweithöchste Ausdehnung
1 MM	= erster Milchmolar (Zahn 64)
2 MM	= zweiter Milchmolar (Zahn 65)
EK	= Einzelkrone
2K	= zwei Kronen nebeneinander

Tabelle 7: Kronen von 3MEspe® Größe 4, unbehandelt, einzeln – doppelt, im Vergleich

Sequenz	3MEspe® Einzelkrone	3MEspe® Einzelkrone	3MEspe® 2 Kronen	3MEspe® 2 Kronen
	Hmax in mm	Vmax in mm	Hmax in mm	Vmax in mm
tse sag AP	34,74	37,12	49,4	43,89
tse sag HF	36,71	38,21	52,71	41,62
tse cor RL	32,92	38,05	42,6	46,91
tse cor FH	35,46	38,96	44,25	42,34
tse tra AP	40,29	29,30	47,47	42,79
tse tra RL	27,61	41,21	33,98	54,88
gre sag AP	40,87	52,19	52,2	60,27
gre sag HF	38,47	52,10	52,46	60,32
gre cor RL	41,3	51,46	52,72	58,32
gre cor FH	36,84	52,01	45,23	59,08
gre tra AP	45,79	47,28	57,67	62,49
gre tra FL	46,36	47,47	57,74	63,53
Mittelwert	38,11	43,78	49,04	53,04
Differenz			+10,93	+9,26

Tabelle 8: Kronen von 3MEspe® Größe 4, unbehandelt, 2 Milchmolar – 1 Milchmolar, im Vergleich

Sequenz	3MEspe® 2 MM	3MEspe® 2 MM	3MEspe® 1 MM	3MEspe® 1 MM
	Hmax in mm	Vmax in mm	Hmax in mm	Vmax in mm
tse sag AP	34,74	37,12	34,40	40,07
tse sag HF	36,71	38,21	38,59	34,65
tse cor RL	32,92	38,05	33,79	35,47
tse cor FH	35,46	38,96	36,48	35,09
tse tra AP	40,29	29,30	39,14	28,80
tse tra RL	27,61	41,21	27,52	39,42
gre sag AP	40,87	52,19	40,01	48,96
gre sag HF	38,47	52,10	37,44	49,43
gre cor RL	41,3	51,46	40,20	48,73
gre cor FH	36,84	52,01	36,56	48,73
gre tra AP	45,79	47,28	46,04	46,35
gre tra FL	46,36	47,47	45,54	46,44
Mittelwert	38,11	43,78	37,98	41,85
Differenz			-0,13	-1,93

Tabelle 9: Kronen von Acero XT® Größe 4, unbehandelt, einzeln – doppelt, im Vergleich

Sequenz	Acero XT® Einzelkrone	Acero XT® Einzelkrone	Acero XT® 2 Kronen	Acero XT® 2 Kronen
	Hmax in mm	Vmax in mm	Hmax in mm	Vmax in mm
tse sag AP	29,36	26,47	39,9	32,41
tse sag HF	33,13	27,87	45,29	29,65
tse cor RL	29,43	30,02	32,15	33,46
tse cor FH	32,52	27,68	33,09	31,83
tse tra AP	31,98	24,6	33,46	34,36
tse tra RL	23,07	32,82	24,77	39,82
gre sag AP	32,88	38,18	44,80	44,89
gre sag HF	31,74	38,93	43,07	44,62
gre cor RL	35,82	38,96	40,45	43,44
gre cor FH	31,54	37,47	39,44	42,96
gre tra AP	38,07	39,25	43,73	49,76
gre tra FL	38,00	38,56	43,40	49,53
Mittelwert	32,30	33,40	38,55	39,73
Differenz			+6,25	+6,33

Tabelle 10: Kronen von Acero XT® Größe 4, unbehandelt, 2 Milchmolar – 1 Milchmolar, im Vergleich

Sequenz	Acero XT® 2 MM	Acero XT® 2 MM	Acero XT® 1 MM	Acero XT® 1 MM
	Hmax in mm	Vmax in mm	Hmax in mm	Vmax in mm
tse sag AP	29,36	26,47	28,30	25,91
tse sag HF	33,13	27,87	30,16	27,28
tse cor RL	29,43	30,02	26,64	28,48
tse cor FH	32,52	27,68	29,94	27,5
tse tra AP	31,98	24,6	30,88	23,78
tse tra RL	23,07	32,82	22,13	32,94
gre sag AP	32,88	38,18	29,35	37,16
gre sag HF	31,74	38,93	30,02	37,55
gre cor RL	35,82	38,96	35,20	36,6
gre cor FH	31,54	37,47	29,37	37,22
gre tra AP	38,07	39,25	35,93	36,58
gre tra FL	38,00	38,56	36,17	36,58
Mittelwert	32,30	33,40	30,34	32,30
Differenz			- 1,96	- 1,1

Tabelle 11: Kronen von Denovo Dental® Größe 4, unbehandelt, einzeln – doppelt, im Vergleich

Sequenz	Denovo® Einzelkrone	Denovo® Einzelkrone	Denovo® 2 Kronen	Denovo® 2 Kronen
	Hmax in mm	Vmax in mm	Hmax in mm	Vmax in mm
tse sag AP	30,71	31,48	41,17	32,06
tse sag HF	34,04	28,85	45,45	30,54
tse cor RL	29,13	28,41	33,60	35,00
tse cor FH	32,87	29,02	37,41	32,42
tse tra AP	31,79	24,89	36,03	35,39
tse tra RL	23,97	35,36	25,49	43,94
gre sag AP	33,26	40,22	43,51	46,09
gre sag HF	32,56	40,00	43,48	46,40
gre cor RL	31,46	39,75	42,07	44,72
gre cor FH	32,5	40,18	37,20	45,85
gre tra AP	39,28	40,02	44,54	51,13
gre tra FL	38,38	39,96	45,34	51,12
Mittelwert	32,50	34,85	39,6	41,22
Differenz			+7,10	+6,37

Tabelle 12: Kronen von Denovo Dental® Größe 4, unbehandelt, 2 Milchmolar – 1 Milchmolar, im Vergleich

Sequenz	Denovo® 2 MM	Denovo® 2 MM	Denovo® 1 MM	Denovo® 1 MM
	Hmax in mm	Vmax in mm	Hmax in mm	Vmax in mm
tse sag AP	30,71	31,48	27,53	27,62
tse sag HF	34,04	28,85	30,01	26,99
tse cor RL	29,13	28,41	26,88	28,37
tse cor FH	32,87	29,02	26,97	27,34
tse tra AP	31,79	24,89	29,36	22,48
tse tra RL	23,97	35,36	21,63	31,85
gre sag AP	33,26	40,22	31,55	37,53
gre sag HF	32,56	40,00	29,77	37,84
gre cor RL	31,46	39,75	31,62	37,52
gre cor FH	32,5	40,18	29,41	37,32
gre tra AP	39,28	40,02	35,33	36,83
gre tra FL	38,38	39,96	35,59	36,81
Mittelwert	32,50	34,85	29,64	32,38
Differenz			-2,86	-2,47

Tabelle 13: 3MEspe®, Acero XT® und Denovo Dental® Kronen der Größe 4, ersten Milchmolar unbehandelt, im Vergleich

Sequenz	3MEspe®	3M Espe®	Acero XT®	Acero XT®	Denovo®	Denovo®
	Hmax in mm	Vmax in mm	Hmax in mm	Vmax in mm	Hmax in mm	Vmax in mm
tse sag AP	34,40	40,07	28,30	25,91	27,53	27,62
tse sag HF	38,59	34,65	30,16	27,28	30,01	26,99
tse cor RL	33,79	35,47	26,64	28,48	26,88	28,37
tse cor FH	36,48	35,09	29,94	27,5	26,97	27,34
tse tra AP	39,14	28,80	30,88	23,78	29,36	22,48
tse tra RL	27,52	39,42	22,13	32,94	21,63	31,85
gre sag AP	40,01	48,96	29,35	37,16	31,55	37,53
gre sag HF	37,44	49,43	30,02	37,55	29,77	37,84
gre cor RL	40,20	48,73	35,20	36,6	31,62	37,52
gre cor FH	36,56	48,73	29,37	37,22	29,41	37,32
gre tra AP	46,04	46,35	35,93	36,58	35,33	36,83
gre tra RL	45,54	46,44	36,17	36,58	35,59	36,81

Tabelle 14: 3MEspe[®], Acero XT[®] und Denovo Dental[®], zwei Kronen der Größe 4, ersten Milchmolar unbehandelt, im Vergleich

Sequenz	3MEspe [®]	3M Espe [®]	Acero XT [®]	Acero XT [®]	Denovo [®]	Denovo [®]
	Hmax in mm	Vmax in mm	Hmax in mm	Vmax in mm	Hmax in mm	Vmax in mm
tse sag AP	49,40	43,89	39,9	32,41	41,17	32,06
tse sag HF	52,71	41,62	45,29	29,65	45,45	30,54
tse cor RL	42,60	46,91	32,15	33,46	33,60	35,00
tse cor FH	44,25	42,34	33,09	31,83	37,41	32,42
tse tra AP	47,47	42,79	33,46	34,36	36,03	35,39
tse tra RL	33,98	54,88	24,77	39,82	25,49	43,94
gre sag AP	52,20	60,27	44,80	44,89	43,51	46,09
gre sag HF	52,46	60,32	43,07	44,62	43,48	46,40
gre cor RL	52,72	58,32	40,45	43,44	42,07	44,72
gre cor FH	45,23	59,08	39,44	42,96	37,20	45,85
gre tra AP	57,67	62,49	43,73	49,76	44,54	51,13
gre tra RL	57,74	63,53	43,40	49,53	45,34	51,12

Tabelle 15: Differenzen der Mittelwerte zwischen Kronengrößen

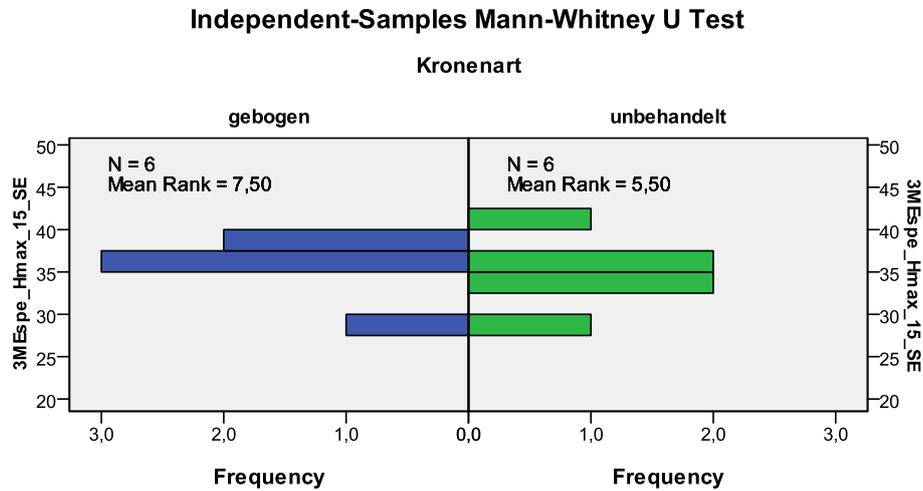
	3MEspe [®]	3M Espe [®]	Acero XT [®]	Acero XT [®]	Denovo [®]	Denovo [®]
	Hmax in mm	Vmax in mm	Hmax in mm	Vmax in mm	Hmax in mm	Vmax in mm
Differenz 1 MM- 2 MM	-0,13	-1,93	- 1,96	- 1,1	-2,86	-2,47
Differenz EK - 2K	+10,93	+9,26	+6,25	+6,33	+7,10	+6,37

Ergebnisse:

Die Artefaktausdehnungen nehmen mit steigender Kronengröße zu und mit sinkender Größe ab. Hier bestehen Unterschiede zwischen den drei Herstellern. Die Kronen von 3MEspe[®] zeigten größere Artefakte als die der anderen Hersteller (siehe Tabelle 13-14). Bei den Artefaktausdehnungen der Kronen des ersten Milchmolaren zu denen der zweiten Milchmolaren waren die Differenzen bei Denovo Dental[®] am größten, gefolgt von Acero XT[®]. 3MEspe[®] Kronen zeigten die geringsten Differenzen (siehe Tabelle 15).

5.2.4 Statistische Signifikanz, unbehandelte ↔ gebogene Kronen, SE-Sequenzen

Abb. 17: Hmax-TSE (1,5 Tesla)-Messungen für 3MEspe®

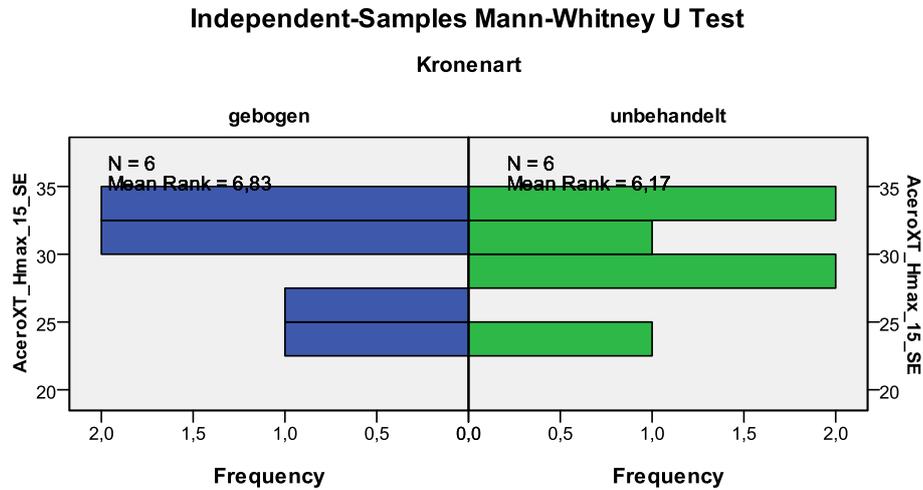


Total N	12
Mann-Whitney U	24,000
Wilcoxon W	45,000
Test Statistic	24,000
Standard Error	6,245
Standardized Test Statistic	,961
Asymptotic Sig. (2-sided test)	,337
Exact Sig. (2-sided test)	,394

Ergebnis:

Kein statistisch signifikanter Unterschied nachweisbar (semi-parametrischer Rangsummentest nach Mann-Whitney).

Abb. 18: Hmax-TSE (1,5 Tesla)-Messungen für Acero XT®

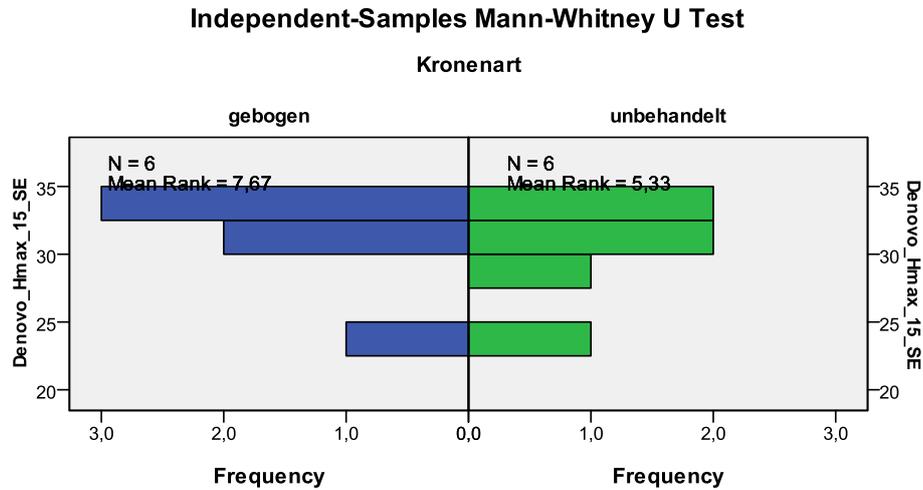


Total N	12
Mann-Whitney U	20,000
Wilcoxon W	41,000
Test Statistic	20,000
Standard Error	6,245
Standardized Test Statistic	,320
Asymptotic Sig. (2-sided test)	,749
Exact Sig. (2-sided test)	,818

Ergebnis:

Kein statistisch signifikanter Unterschied nachweisbar (semi-parametrischer Rangsummentest nach Mann-Whitney).

Abb. 19: Hmax-TSE (1,5 Tesla)-Messungen für Denovo Dental®

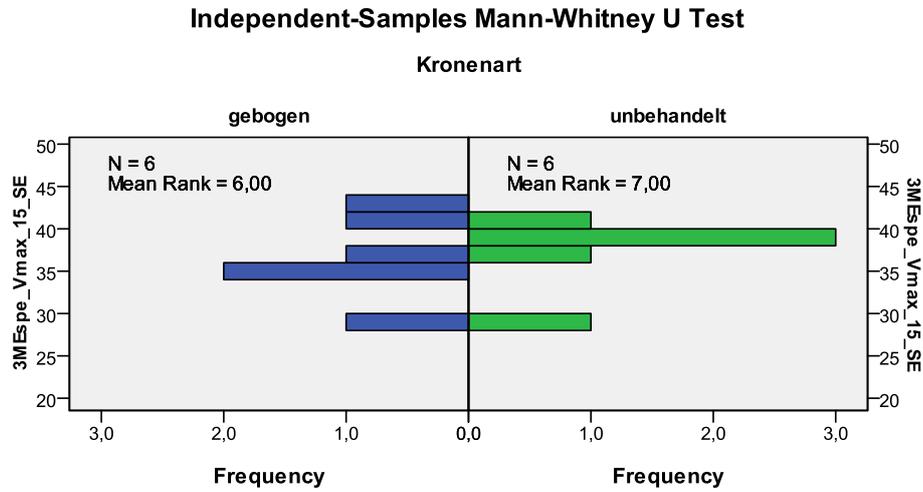


Total N	12
Mann-Whitney U	25,000
Wilcoxon W	46,000
Test Statistic	25,000
Standard Error	6,245
Standardized Test Statistic	1,121
Asymptotic Sig. (2-sided test)	,262
Exact Sig. (2-sided test)	,310

Ergebnis:

Kein statistisch signifikanter Unterschied nachweisbar (semi-parametrischer Rangsummentest nach Mann-Whitney).

Abb. 20: Vmax-TSE (1,5 Tesla)-Messungen für 3MEspe®

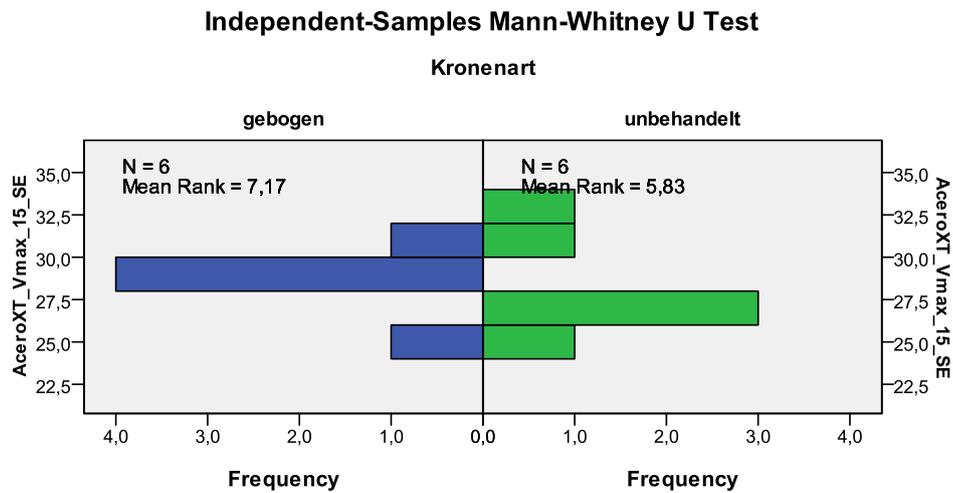


Total N	12
Mann-Whitney U	15,000
Wilcoxon W	36,000
Test Statistic	15,000
Standard Error	6,245
Standardized Test Statistic	-,480
Asymptotic Sig. (2-sided test)	,631
Exact Sig. (2-sided test)	,699

Ergebnis:

Kein statistisch signifikanter Unterschied nachweisbar (semi-parametrischer Rangsummentest nach Mann-Whitney).

Abb. 21: Vmax-TSE (1,5 Tesla)-Messungen für Acero XT®

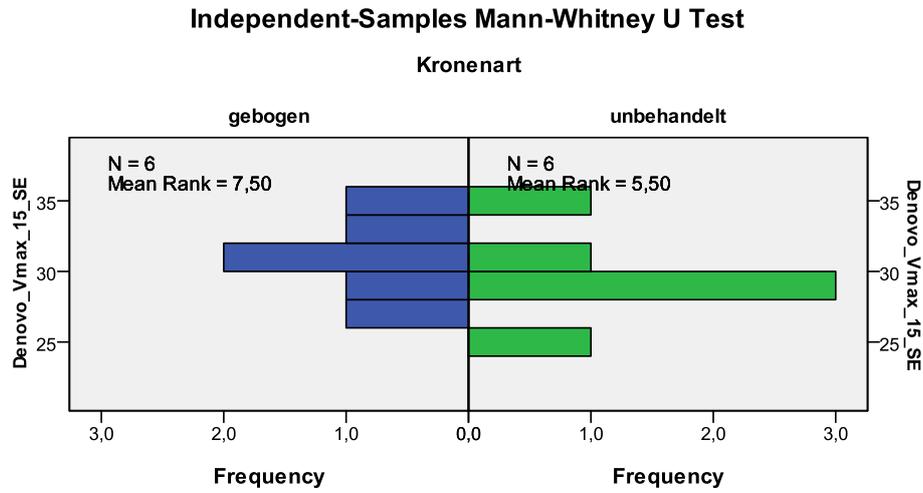


Total N	12
Mann-Whitney U	22,000
Wilcoxon W	43,000
Test Statistic	22,000
Standard Error	6,245
Standardized Test Statistic	,641
Asymptotic Sig. (2-sided test)	,522
Exact Sig. (2-sided test)	,589

Ergebnis:

Kein statistisch signifikanter Unterschied nachweisbar (semi-parametrischer Rangsummentest nach Mann-Whitney).

Abb. 22: Vmax-TSE (1,5 Tesla)-Messungen für Denovo Dental®



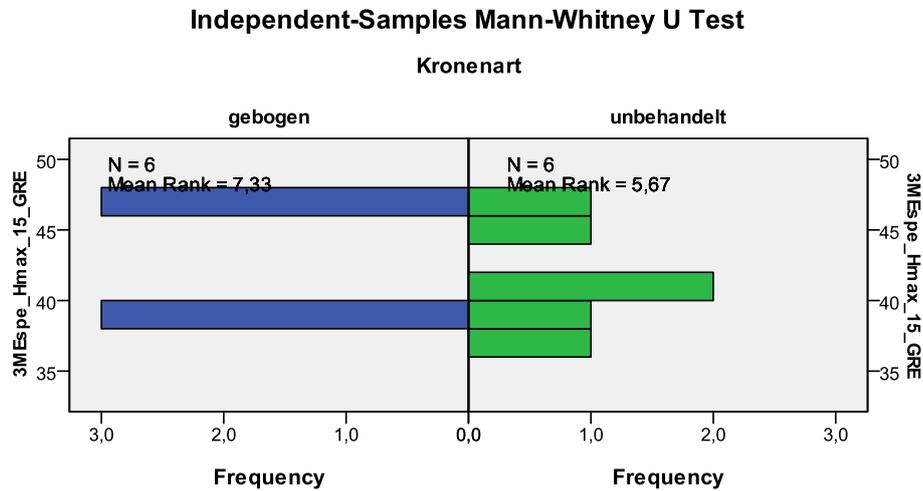
Total N	12
Mann-Whitney U	24,000
Wilcoxon W	45,000
Test Statistic	24,000
Standard Error	6,245
Standardized Test Statistic	,961
Asymptotic Sig. (2-sided test)	,337
Exact Sig. (2-sided test)	,394

Ergebnis:

Kein statistisch signifikanter Unterschied nachweisbar (semi-parametrischer Rangsummentest nach Mann-Whitney).

5.2.5 Statistische Signifikanz, unbehandelte ↔ gebogene Kronen, GRE-Sequenzen

Abb. 23: Hmax-GRE (1,5 Tesla)-Messungen für 3MEspe®

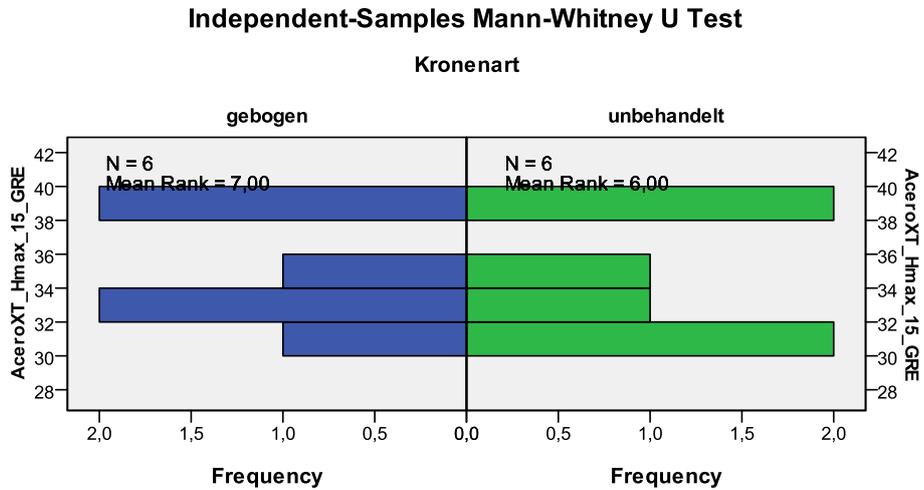


Total N	12
Mann-Whitney U	23,000
Wilcoxon W	44,000
Test Statistic	23,000
Standard Error	6,245
Standardized Test Statistic	,801
Asymptotic Sig. (2-sided test)	,423
Exact Sig. (2-sided test)	,485

Ergebnis:

Kein statistisch signifikanter Unterschied nachweisbar (semi-parametrischer Rangsummentest nach Mann-Whitney).

Abb. 24: Hmax-GRE (1,5 Tesla)-Messungen für Acero XT®

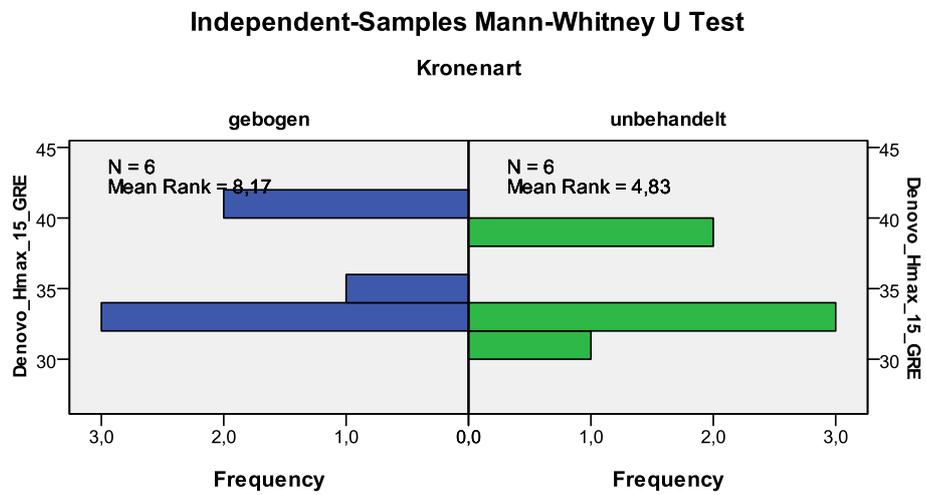


Total N	12
Mann-Whitney U	21,000
Wilcoxon W	42,000
Test Statistic	21,000
Standard Error	6,245
Standardized Test Statistic	,480
Asymptotic Sig. (2-sided test)	,631
Exact Sig. (2-sided test)	,699

Ergebnis:

Kein statistisch signifikanter Unterschied nachweisbar (semi-parametrischer Rangsummentest nach Mann-Whitney).

Abb. 25: Hmax-GRE (1,5 Tesla)-Messungen für Denovo Dental®

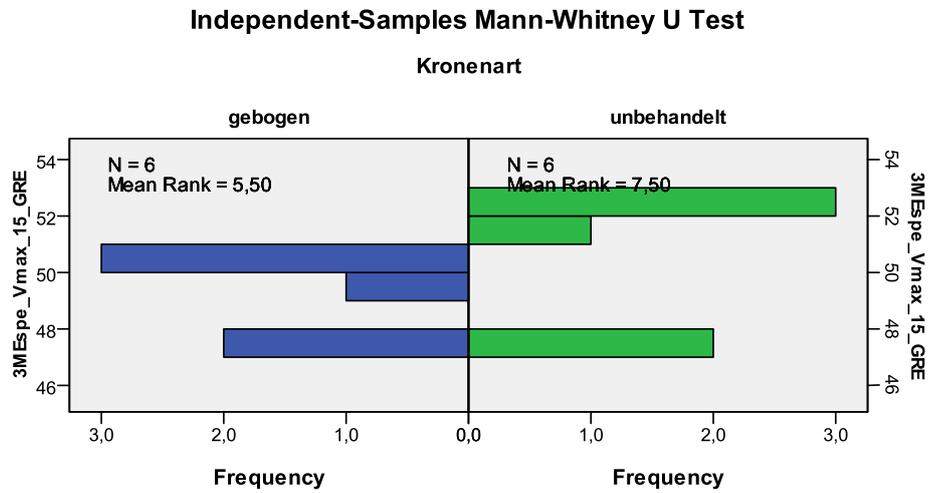


Total N	12
Mann-Whitney U	28,000
Wilcoxon W	49,000
Test Statistic	28,000
Standard Error	6,245
Standardized Test Statistic	1,601
Asymptotic Sig. (2-sided test)	,109
Exact Sig. (2-sided test)	,132

Ergebnis:

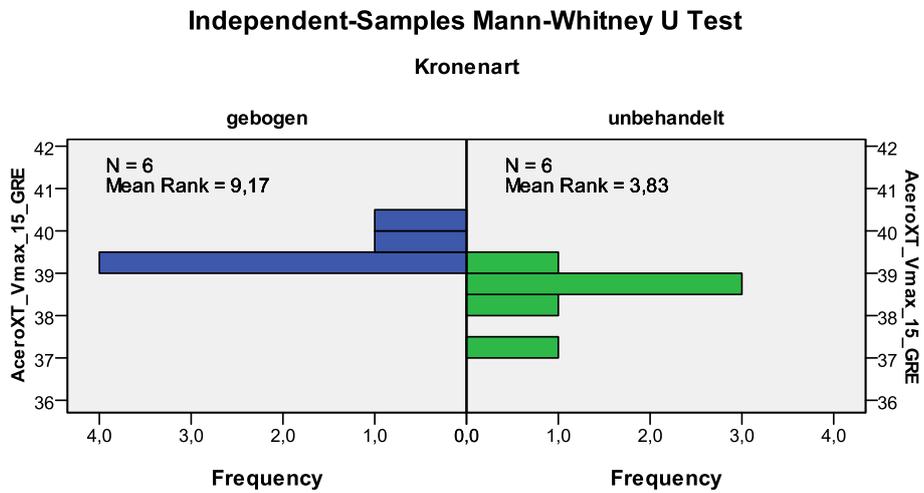
Kein statistisch signifikanter Unterschied nachweisbar (semi-parametrischer Rangsummentest nach Mann-Whitney).

Abb. 26: Vmax-GRE (1,5 Tesla)-Messungen für 3MEspe®



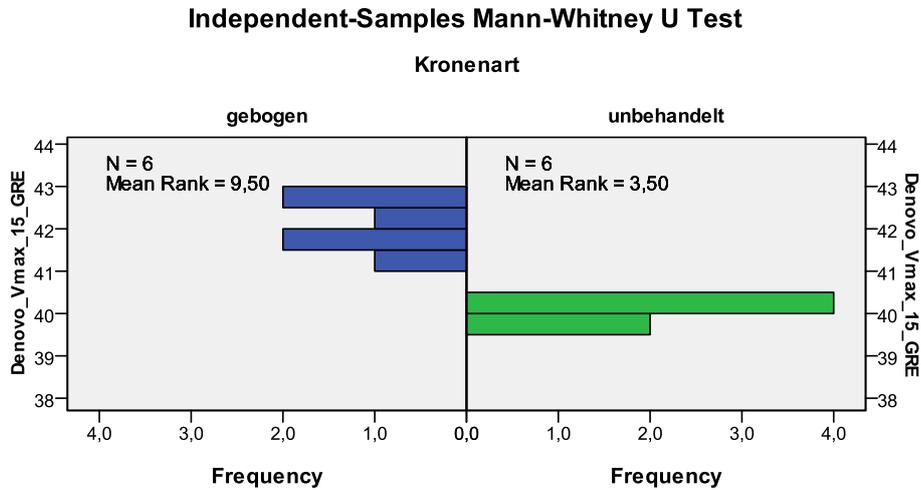
Total N	12
Mann-Whitney U	12,000
Wilcoxon W	33,000
Test Statistic	12,000
Standard Error	6,245
Standardized Test Statistic	-,961
Asymptotic Sig. (2-sided test)	,337
Exact Sig. (2-sided test)	,394

Abb. 27: Vmax-GRE (1,5 Tesla)-Messungen für Acero XT®



Total N	12
Mann-Whitney U	34,000
Wilcoxon W	55,000
Test Statistic	34,000
Standard Error	6,245
Standardized Test Statistic	2,562
Asymptotic Sig. (2-sided test)	,010
Exact Sig. (2-sided test)	,009

Abb. 28: Vmax-GRE (1,5 Tesla)-Messungen für Denovo Dental®



Total N	12
Mann-Whitney U	36,000
Wilcoxon W	57,000
Test Statistic	36,000
Standard Error	6,245
Standardized Test Statistic	2,882
Asymptotic Sig. (2-sided test)	,004
Exact Sig. (2-sided test)	,002

Ergebnis:

In Bezug auf die Vmax-GRE-Messungen (Feldstärke: 1,5 T) lassen sich zwischen unbehandelten und verformten Kronen für die Hersteller Acero XT® und Denovo Dental® signifikante Unterschiede auf dem 95 % Niveau der Vertrauenswahrscheinlichkeit nachweisen.

Es ließ sich jedoch auch eine allgemeine Verschiebung hin zu den "gebuckelten" Kronen feststellen, d. h., die Artefaktausdehnung der Kronen stieg mit zunehmender mechanischer Bearbeitung an. Die Werte der Gradienten-Echo (GRE)- und der

Spin-Echo (SE)-Sequenzen der kaltverformten Kronen sind in folgenden Abbildungen gegenübergestellt:

Abb. 29: Artefaktgrößen im Vergleich, 1,5 Tesla, gebogene Kronen, SE-Sequenzen, max. horizontale Ausdehnung (Hmax)

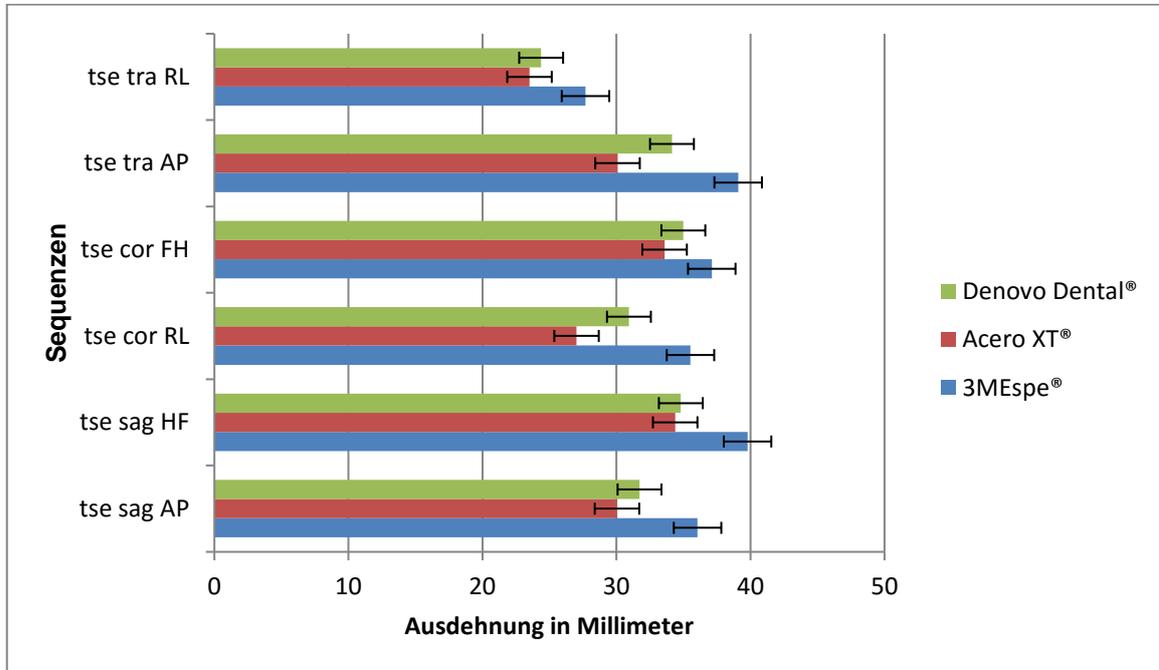


Abb. 30: Artefaktgrößen im Vergleich, 1,5 Tesla, gebogene Kronen, SE-Sequenzen, max. vertikale Ausdehnung (Vmax)

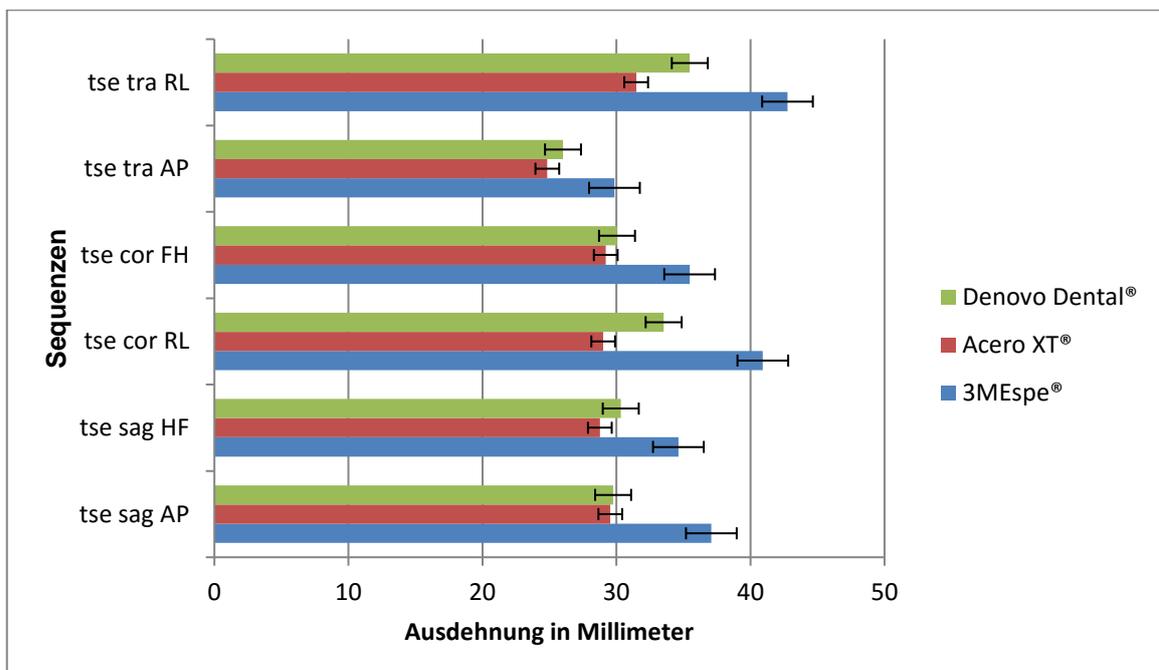


Abb. 31: Artefaktgrößen im Vergleich, 1,5 Tesla, gebogene Kronen, GRE-Sequenzen, max. horizontale Ausdehnung (Hmax)

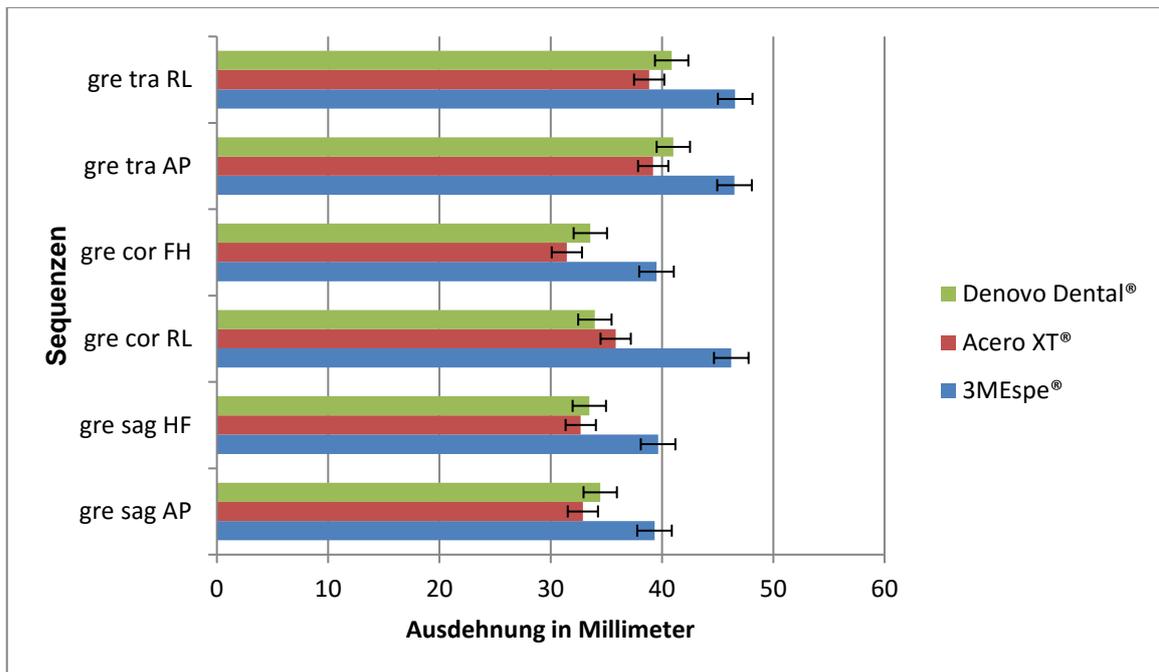
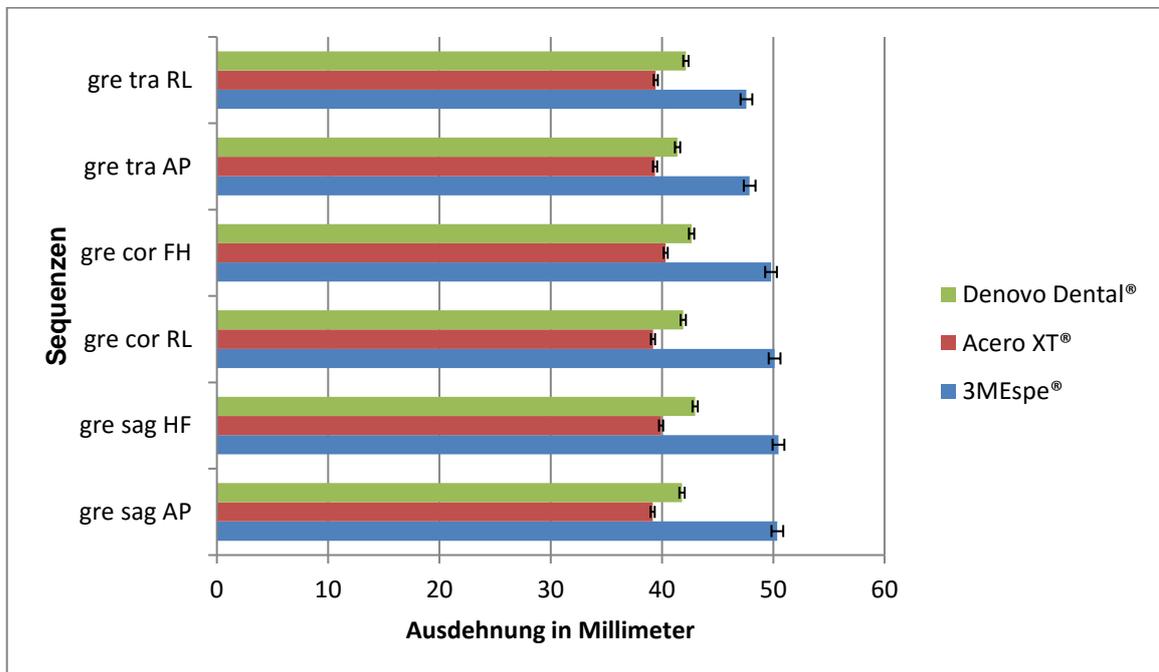


Abb. 32: Artefaktgrößen im Vergleich, 1,5 Tesla, gebogene Kronen, GRE-Sequenzen, max. vertikale Ausdehnung (Vmax)



5.3 Ergebnisse im 3,0 Tesla Magnetresonanztomografen

Legende:

Rot = höchste Ausdehnung

Tabelle 16: 3MEspe® Krone Größe 4, unbehandelt, gekürzt, kaltverformt, im Vergleich

Sequenz	unbehandelt	unbehandelt	gekürzt	gekürzt	kaltverformt	kaltverformt
	Hmax in mm	Vmax in mm	Hmax in mm	Vmax in mm	Hmax in mm	Vmax in mm
tse sag AP	30,67	32,89	29,42	31,69	30,57	35,51
tse sag HF	32,21	33,56	31,04	30,56	32,34	33,60
tse cor RL	29,37	32,45	28,51	28,94	29,67	33,39
tse cor FH	30,83	31,03	30,09	29,29	31,71	32,21
tse tra AP	29,65	29,63	26,49	28,15	31,06	29,70
tse tra RL	28,50	29,44	27,29	28,60	29,81	31,40
gre sag AP	46,27	54,06	39,89	47,28	42,74	54,78
gre sag HF	39,99	51,04	40,48	51,14	43,37	55,24
gre cor RL	38,67	49,54	36,89	46,54	39,02	50,00
gre cor FH	37,14	49,44	35,88	46,35	37,76	50,35
gre tra AP	46,60	47,49	45,31	45,94	48,81	48,58
gre tra RL	46,68	47,30	44,87	45,48	48,85	48,74

Tabelle 17: Denovo Dental Krone®, Größe 4, unbehandelt, gekürzt, kaltverformt, im Vergleich

Sequenz	unbehandelt	unbehandelt	gekürzt	gekürzt	kaltverformt	kaltverformt
	Hmax in mm	Vmax in mm	Hmax in mm	Vmax in mm	Hmax in mm	Vmax in mm
tse sag AP	27,41	28,88	26,83	27,81	27,37	27,24
tse sag HF	27,88	29,11	27,79	26,89	28,12	28,99
tse cor RL	25,77	25,99	25,01	25,93	25,71	28,66
tse cor FH	27,12	27,21	25,83	25,99	26,76	27,72
tse tra AP	25,11	26,07	24,47	25,72	24,33	26,6
tse tra RL	25,63	26,36	24,60	25,70	25,22	26,39
gre sag AP	34,29	42,36	34,07	41,71	35,20	43,78
gre sag HF	34,54	42,85	36,82	45,21	37,98	48,75
gre cor RL	33,37	42,14	31,8	40,25	33,25	44,02
gre cor FH	32,53	41,52	32,32	41,69	32,87	43,62
gre tra AP	41,86	42,09	40,21	40,95	41,61	42,81
gre tra RL	41,25	41,76	40,53	40,9	41,52	42,84

Tabelle 18: Acero XT® Krone, Größe 4, unbehandelt, gekürzt, kaltverformt, im Vergleich

Sequenz	unbehandelt	unbehandelt	gekürzt	gekürzt	kaltverformt	kaltverformt
	Hmax in mm	Vmax in mm	Hmax in mm	Vmax in mm	Hmax in mm	Vmax in mm
tse sag AP	26,15	23,51	25,07	20,53	26,01	25,01
tse sag HF	26,51	25,86	26,93	25,99	27,25	26,01
tse cor RL	24,64	23,4	23,71	23,68	24,67	23,91
tse cor FH	24,57	24,94	23,59	24,19	25,64	25,8
tse tra AP	24,40	25,11	21,32	24,85	23,49	26,36
tse tra RL	24,17	24,96	22,85	24,15	23,61	25,12
gre sag AP	36,03	44,43	34,51	43,83	32,70	40,67
gre sag HF	35,78	44,33	34,82	43,91	36,18	45,67
gre cor RL	31,86	39,58	30,4	39,04	32,22	40,87
gre cor FH	31,56	39,09	30,21	38,65	31,69	40,18
gre tra AP	40,07	40,78	39,17	38,53	40,89	40,98
gre tra RL	41,25	41,76	40,53	40,90	41,52	42,84

Gegenüberstellungen der Messwerte in folgenden Tabellen:

Legende:

Rot = höchste Ausdehnung

Türkis = zweithöchste Ausdehnung

Tabelle 19: 3MEspe®, Acero XT® und Denovo Dental® Kronen der Größe 4, unbehandelt, im Vergleich

Sequenz	3MEspe	3M Espe	Acero XT	Acero XT	Denovo	Denovo
	Hmax in mm	Vmax in mm	Hmax in mm	Vmax in mm	Hmax in mm	Vmax in mm
tse sag AP	30,67	32,89	26,15	23,51	27,41	28,88
tse sag HF	32,21	33,56	26,51	25,86	27,88	29,11
tse cor RL	29,37	32,45	24,64	23,40	25,77	25,99
tse cor FH	30,83	31,03	24,57	24,94	27,12	27,21
tse tra AP	29,65	29,63	24,40	25,11	25,11	26,07
tse tra RL	28,50	29,44	24,17	24,96	25,63	26,36
gre sag AP	46,27	54,06	36,03	44,43	34,29	42,36
gre sag HF	39,99	51,04	35,78	44,33	34,54	42,85
gre cor RL	38,67	49,54	31,86	39,58	33,37	42,14
gre cor FH	37,14	49,44	31,56	39,09	32,53	41,52
gre tra AP	46,60	47,49	40,07	40,78	41,86	42,09
gre tra RL	46,68	47,30	40,09	40,79	41,25	41,76

Tabelle 20: 3MEspe®, Acero XT® und Denovo Dental® Kronen der Größe 4, gekürzt, im Vergleich

Sequenz	3MEspe	3M Espe	Acero XT	Acero XT	Denovo	Denovo
	Hmax in mm	Vmax in mm	Hmax in mm	Vmax in mm	Hmax in mm	Vmax in mm
tse sag AP	29,42	31,69	25,07	20,53	26,83	27,81
tse sag HF	31,04	30,56	26,93	25,99	27,79	26,89
tse cor RL	28,51	28,94	23,71	23,68	25,01	25,93
tse cor FH	30,09	29,29	23,59	24,19	25,83	25,99
tse tra AP	26,49	28,15	21,32	24,85	24,47	25,72
tse tra RL	27,29	28,60	22,85	24,15	24,60	25,70
gre sag AP	39,89	47,28	34,51	43,83	34,07	41,71
gre sag HF	40,48	51,14	34,82	43,91	36,82	45,21
gre cor RL	36,89	46,54	30,40	39,04	31,80	40,25
gre cor FH	35,88	46,35	30,21	38,65	32,32	41,69
gre tra AP	45,31	45,94	39,17	38,53	40,21	40,95
gre tra RL	44,87	45,48	39,56	38,67	40,53	40,90

Tabelle 21: 3MEspe®, Acero XT® und Denovo Dental® Kronen der Größe 4, kaltverformt, im Vergleich

Sequenz	3MEspe	3M Espe	Acero XT	Acero XT	Denovo	Denovo
	Hmax in mm	Vmax in mm	Hmax in mm	Vmax in mm	Hmax in mm	Vmax in mm
tse sag AP	30,57	35,51	26,01	25,01	27,37	27,24
tse sag HF	32,34	33,60	27,25	26,01	28,12	28,99
tse cor RL	29,67	33,39	24,67	23,91	25,71	28,66
tse cor FH	31,71	32,21	25,64	25,80	26,76	27,72
tse tra AP	31,06	29,70	23,49	26,36	24,33	26,60
tse tra RL	29,81	31,40	23,61	25,12	25,22	26,39
gre sag AP	42,74	54,78	32,70	40,67	35,20	43,78
gre sag HF	43,37	55,24	36,18	45,67	37,98	48,75
gre cor RL	39,02	50,00	32,22	40,87	33,25	44,02
gre cor FH	37,76	50,35	31,69	40,18	32,87	43,62
gre tra AP	48,81	48,58	40,89	40,98	41,61	42,81
gre tra RL	48,85	48,74	40,35	40,81	41,52	42,84

Die Ergebnisse für die gebuckelten (kaltverformten) Kronen sind aufgrund der höchsten Artefaktgrößen in folgenden Diagrammen nochmals gegenübergestellt:

Abb. 33: Artefaktgrößen im Vergleich, 3,0 Tesla, gebogene Krone, TSE-Sequenzen, max. horizontale Ausdehnung (Hmax)

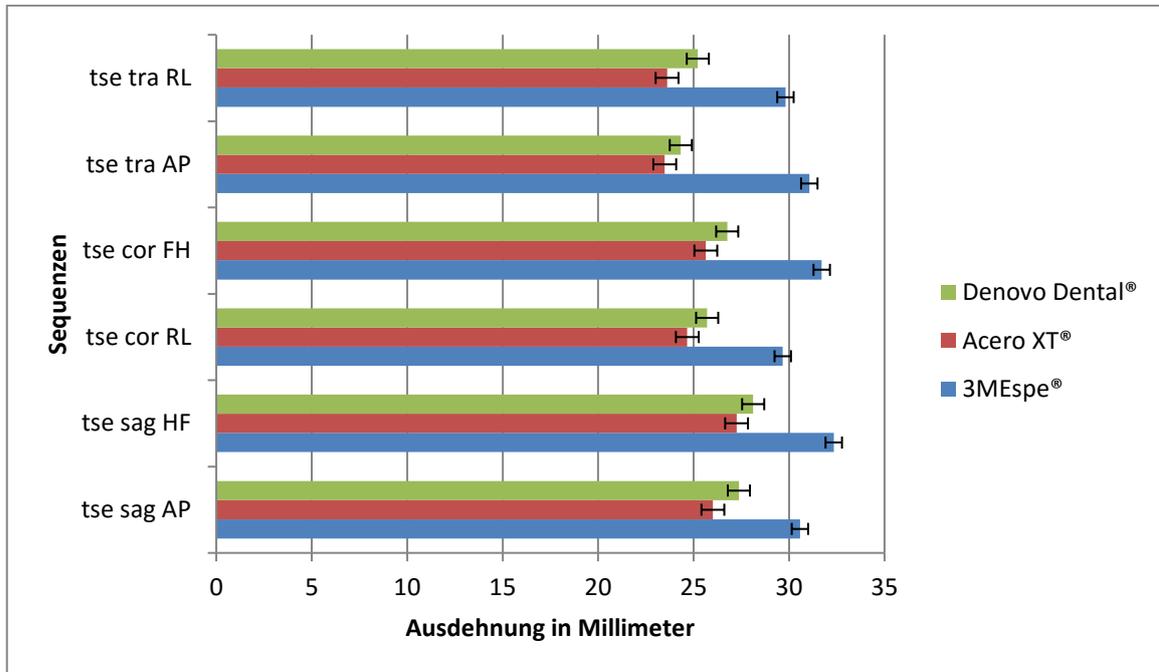


Abb. 34: Artefaktgrößen im Vergleich, 3,0 Tesla, gebogene Krone, TSE-Sequenzen, max. vertikale Ausdehnung (Vmax)

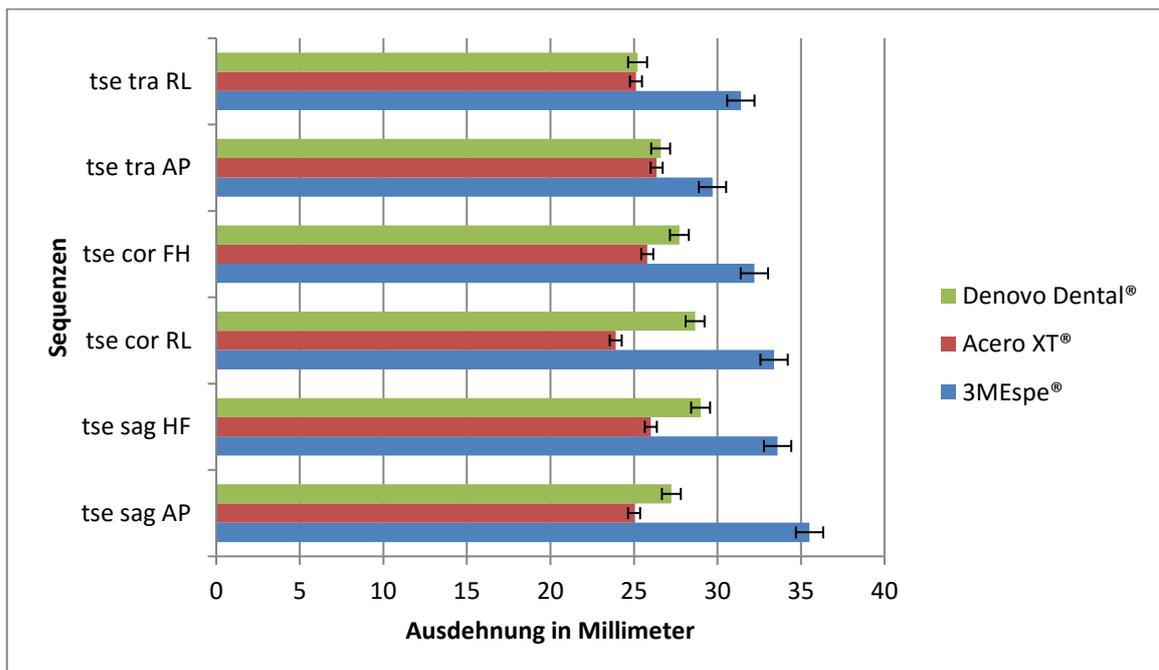


Abb. 35: Artefaktgrößen im Vergleich, 3,0 Tesla, gebogene Krone, GRE-Sequenzen, max. horizontale Ausdehnung (Hmax)

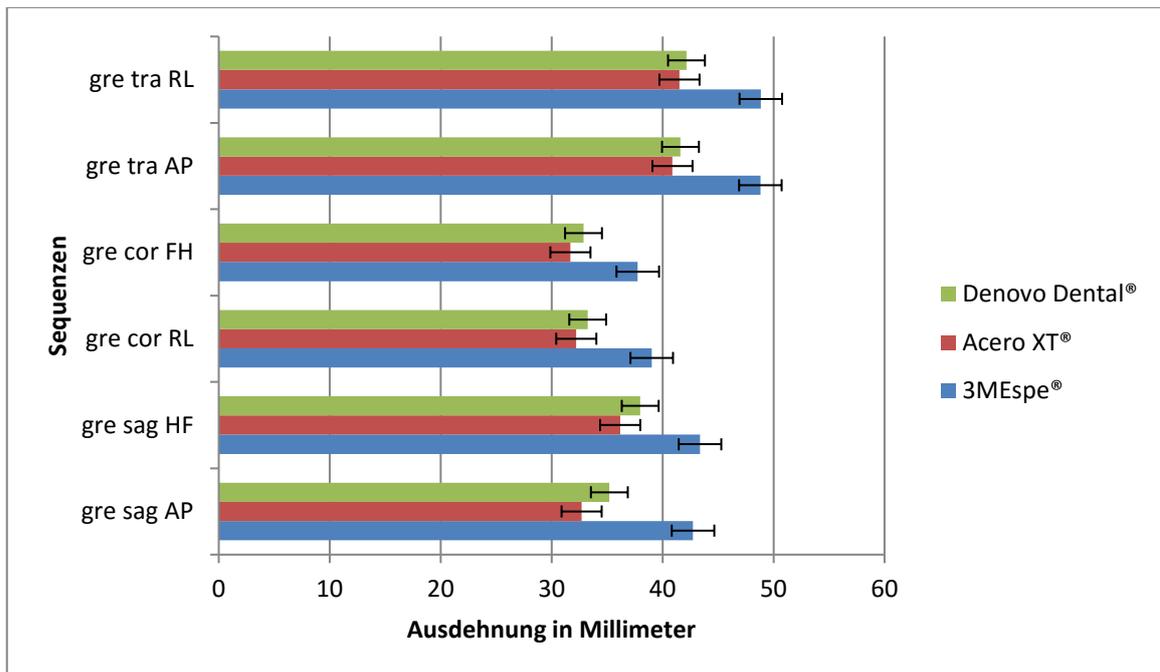
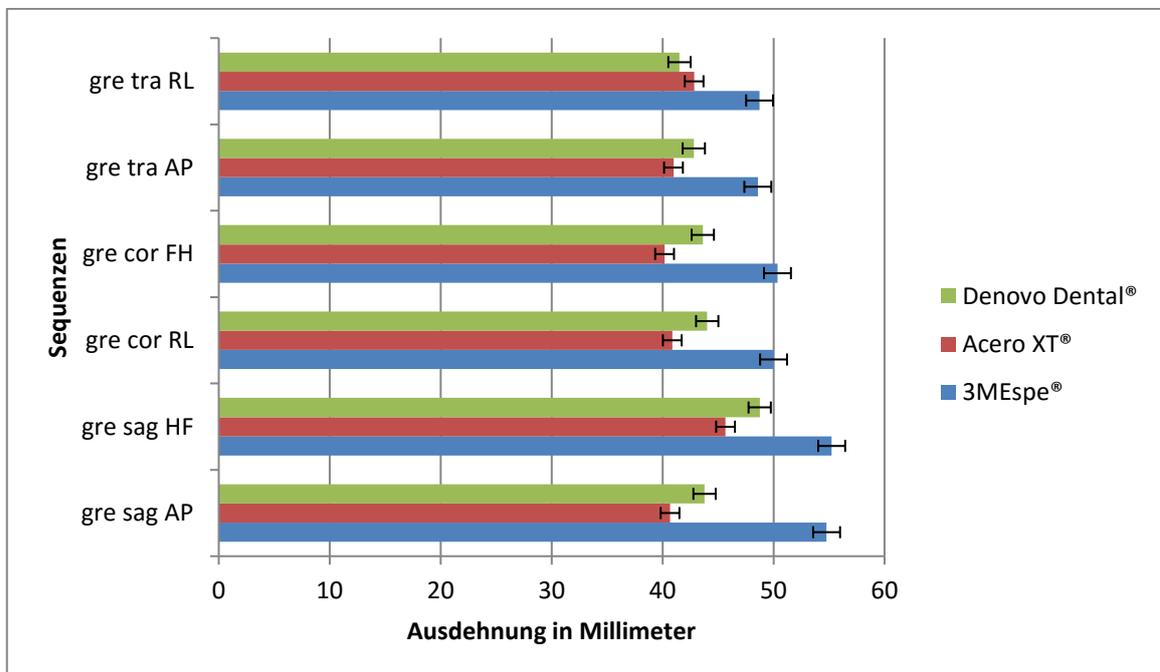


Abb. 36: Artefaktgrößen im Vergleich, 3,0 Tesla, gebogene Krone, GRE-Sequenzen, max. vertikale Ausdehnung (Vmax)



5.4 Gegenüberstellung der Mittelwerte für 1,5 und 3,0 Tesla

Abb. 37: Artefaktgrößen im Vergleich (Mittelwerte), 1,5 und 3,0 Tesla, gebogene Kronen, **GRE-Sequenzen**, Ausdehnung in Millimeter, Steigerung der Artefaktausdehnungen bei 3,0 Tesla bei allen Herstellern

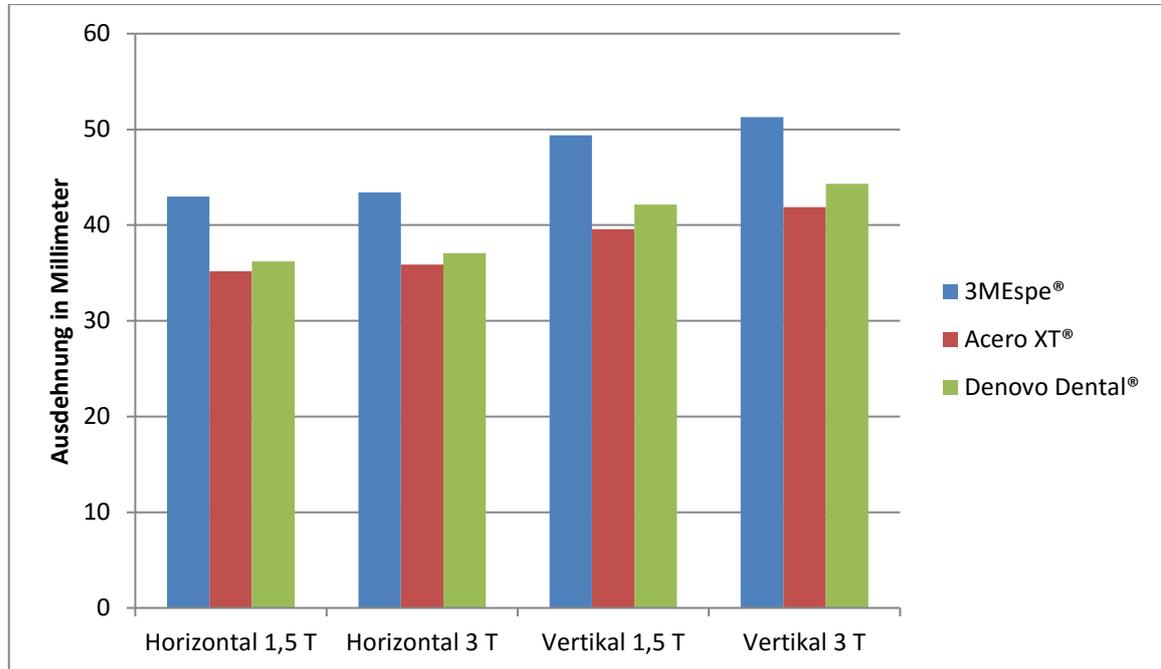
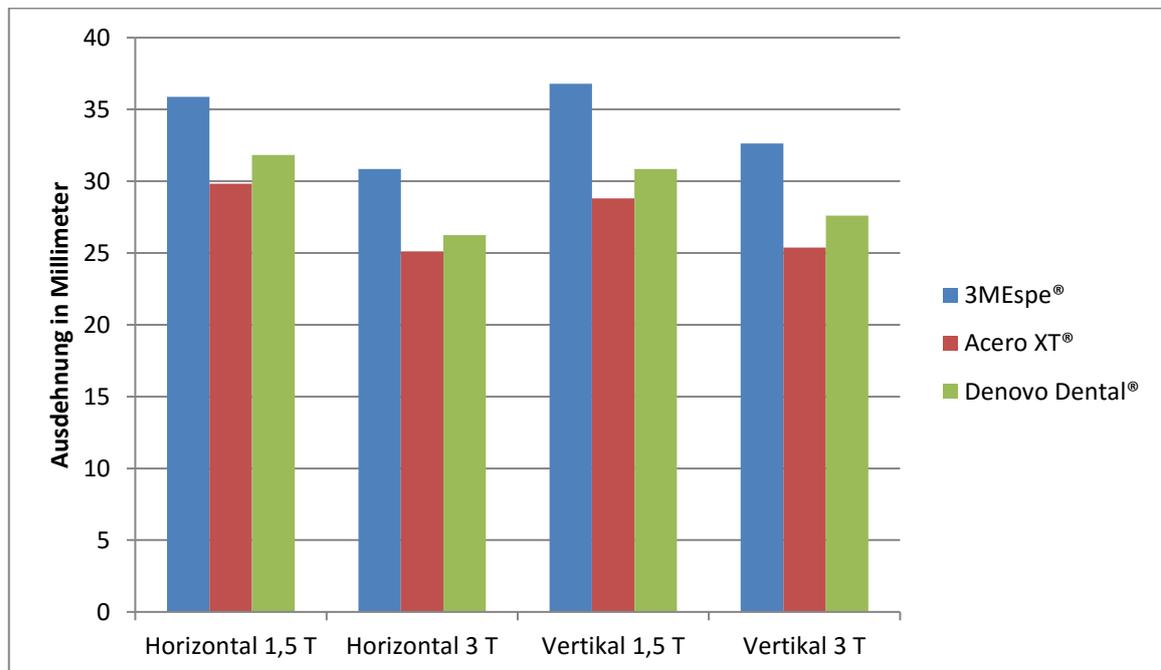
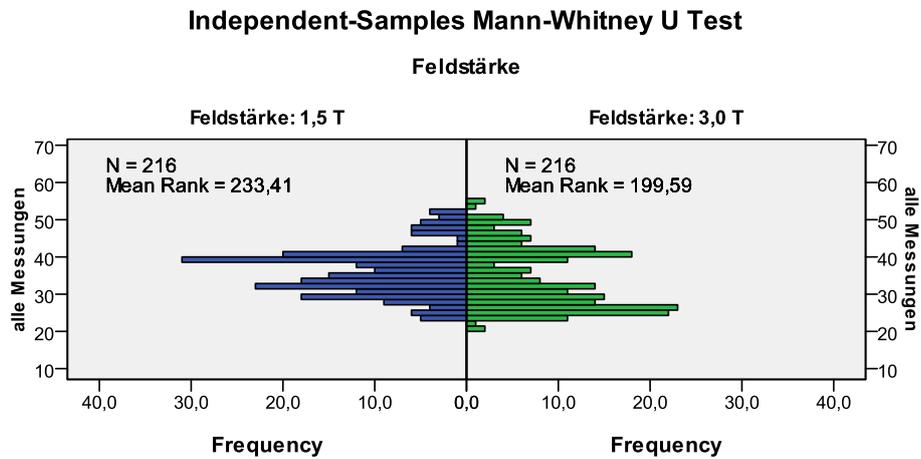


Abb. 38: Artefaktgrößen im Vergleich (Mittelwerte), 1,5 und 3,0 Tesla, gebogene Kronen, **SE-Sequenzen**, Ausdehnung in Millimeter, keine Steigerung der Artefaktausdehnungen bei 3,0 Tesla bei allen Herstellern



5.4.1 Statistische Signifikanz zwischen 1,5 und 3,0 Tesla

Abb.39:



Total N	432
Mann-Whitney U	19.674,500
Wilcoxon W	43.110,500
Test Statistic	19.674,500
Standard Error	1.297,497
Standardized Test Statistic	-2,816
Asymptotic Sig. (2-sided test)	,005

Ergebnis:

Statistisch hochsignifikanter Unterschied der Mediane der beiden Feldstärken über alle Messungen.

5.5 Entfernungen relevanter anatomischer Strukturen

Vier anonymisierte MRT-Aufnahmen von Kindern im Alter zwischen 3 und 12 Jahren wurden im Sagittal-Schnitt auf die Entfernungen des zweiten Milchmolaren auf die zuvor festgelegten anatomischen Strukturen untersucht (siehe Kapitel 4.2). Ziel war die Ermittlung eines Richtwertes, ab welcher Artefaktausdehnung mit einer Beeinträchtigung der Visualisation der festgelegten anatomischen Strukturen in MRT-Untersuchungen zu rechnen ist. Hierfür war eine Kenntnis der Entfernungen erforderlich. Gemessen wurde die Entfernungen wie in Kapitel 4.2. beschrieben mit dem RadiAnt-Dicom-Viewer® (Version 2.2.9, Medixant, Poznan, Polen).

Als Orientierungspunkte für eine MRT-Untersuchung wurden hinsichtlich der Position zum zweiten Milchmolaren im Oberkiefer gewählt:

- der Unterrand der Orbita, als vertikale Begrenzung,
- der Unterrand des Gyrus temporalis inferior als Außenbegrenzung des Zentralnervensystems,
- der Unterrand des Cerebellum sowie
- der Ventriculus lateralis als zentrale Struktur des Großhirns.

MRT-Aufnahmen von Kindern mit zementierten Stahlkronen lagen nicht vor und konnten somit nicht ausgewertet werden.

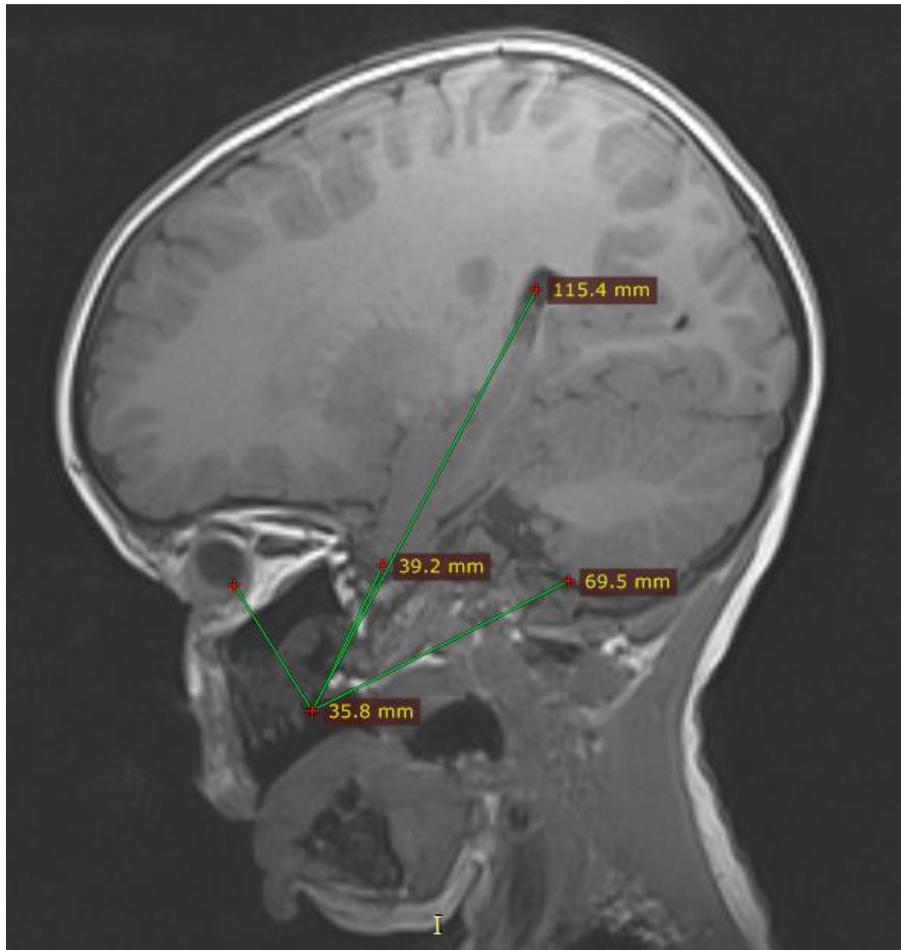


Abbildung. 40: Kind, 3 Jahre alt, MRT-Aufnahme; sagittale Schnittebene, Entfernungen ausgewählter Strukturen von der Position des 2 Milchmolaren.

Auswertung:

2 Milchmolar – Orbitarand	ca. 35,8 mm
2 Milchmolar – Gyrus temporalis inferior	ca. 39,2 mm
2 Milchmolar – Unterrand Cerebellum	ca. 69,5 mm
2 Milchmolar – Ventriculus lateralis	ca. 115,4 mm

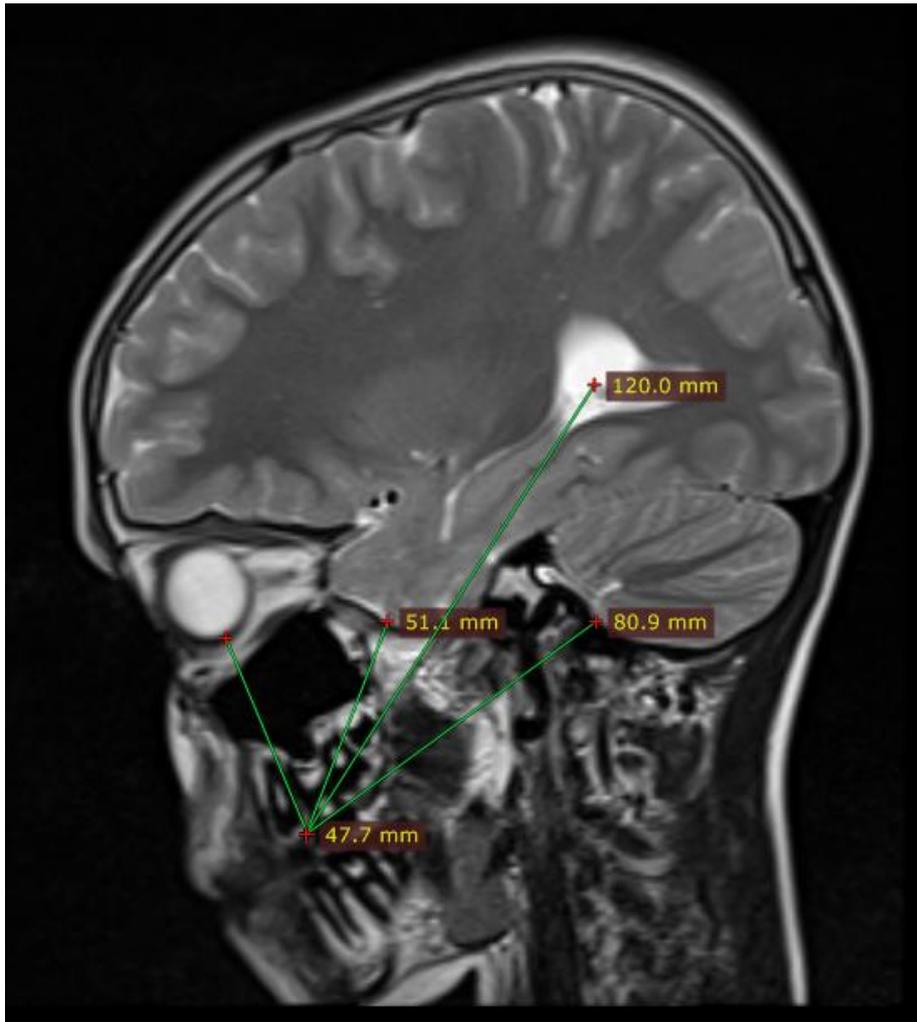


Abbildung 41: Kind, 8 Jahre alt, MRT-Aufnahme; sagittale Schnittebene, Entfernungen ausgewählter Strukturen von der Position des 2 Milchmolaren.

Auswertung:

2 Milchmolar – Orbitarand	ca. 47,7 mm
2 Milchmolar – Gyrus temporalis inferior	ca. 51,4 mm
2 Milchmolar – Unterrand Cerebellum	ca. 80,9 mm
2 Milchmolar – Ventriculus lateralis	ca. 120,0 mm

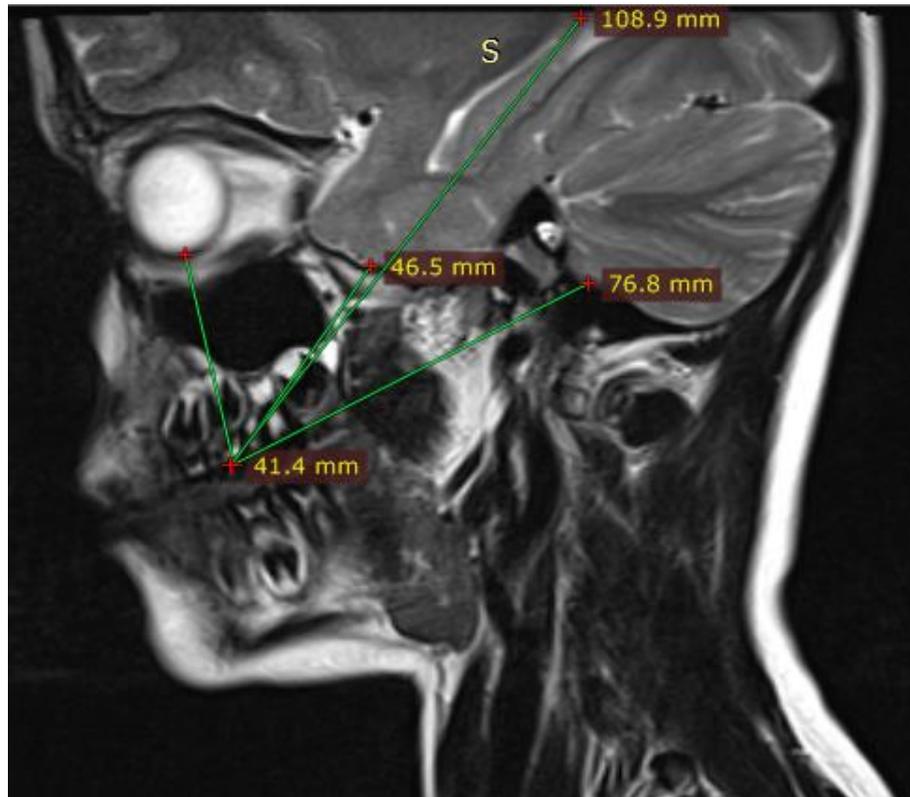


Abbildung 42: Kind, 8 Jahre alt, MRT-Aufnahme; sagittale Schnittebene, Entfernungen ausgewählter Strukturen von der Position des 2 Milchmolaren.

Auswertung:

2 Milchmolar – Orbitarand	ca. 41,4 mm
2 Milchmolar – Gyrus temporalis inferior	ca. 46,5 mm
2 Milchmolar – Unterrand Cerebellum	ca. 76,8 mm
2 Milchmolar – Ventriculus lateralis	ca. 108,9 mm

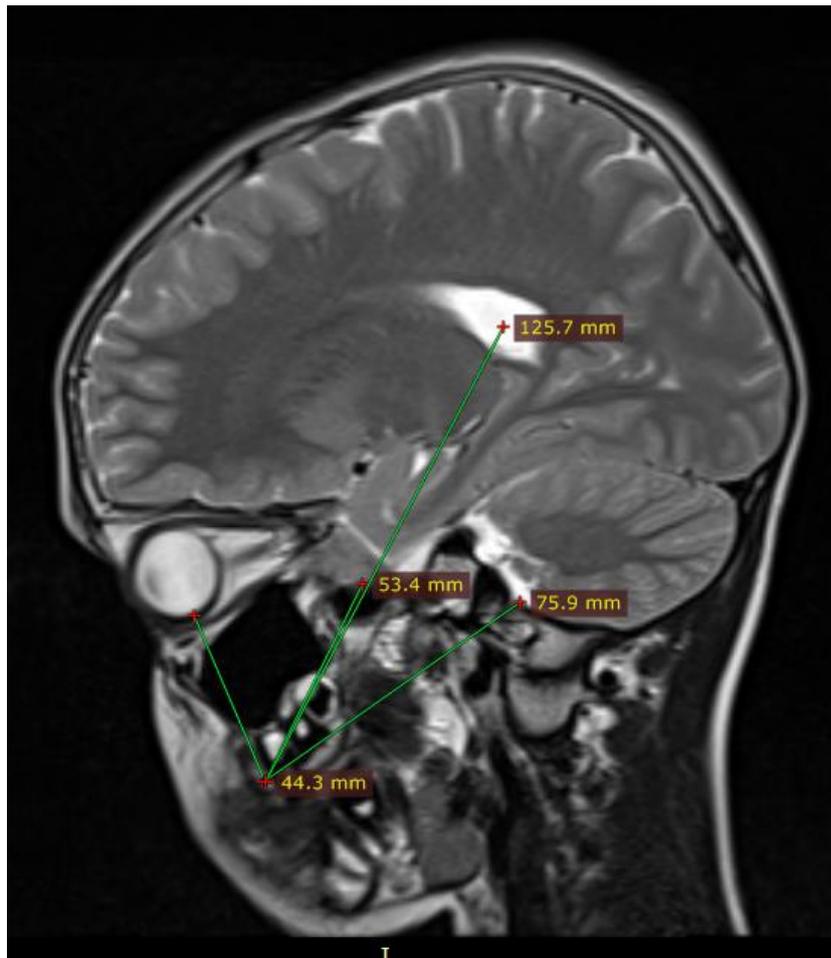


Abbildung 43: Kind, 12 Jahre alt, MRT-Aufnahme; sagittale Schnittebene, Entfernungen ausgewählter Strukturen von der Position des 2 Milchmolaren.

Auswertung:

2 Milchmolar – Orbitarand	ca. 44,3 mm
2 Milchmolar – Gyrus temporalis inferior	ca. 53,4 mm
2 Milchmolar – Unterrand Cerebellum	ca. 75,9 mm
2 Milchmolar – Ventriculus lateralis	ca. 125,7 mm

5.5.1 Zusammenfassung der Messwerte

Messstrecke	Entfernung min.	Entfernung max.	Standardabweichung
2 Milchmolar – Orbitarand:	35,8 mm	44,3 mm	4,4 mm
2 Milchmolar – Gyrus temporalis inferior	39,2 mm	53,4 mm	5,5 mm
2 Milchmolar – Unterrand Cerebellum	69,5 mm	80,9 mm	4,1 mm
2 Milchmolar – Ventriculus lateralis	108,9 mm	125,7 mm	6,2 mm

5.5.2 Messwerte mit Toleranz von 10 mm

Um eventuelle Unterschiede und Unsicherheiten bei den Messwerten sowie den unterschiedlichen Durchmesser der Kronen zu berücksichtigen, wurde eine Toleranz von 10 mm eingefügt. Dieser theoretische Wert spiegelt die maximale zusätzliche Artefaktausdehnung bei einer angenommen doppelt so großen Krone wieder (siehe Tabelle 15).

2 Milchmolar – Orbitarand:	54 mm
2 Milchmolar – Gyrus temporalis inferior:	63 mm
2 Milchmolar – Unterrand Cerebellum:	90 mm
2 Milchmolar – Ventriculus lateralis:	135 mm

6 Diskussion

6.1 Auswahl der konfektionierten Edelstahlkronen

Konfektionierte Stahlkronen, welche in der Zahnmedizin Verwendung finden, werden aktuell von den Firmen 3MEspe[®], Acero XT[®], Denovo Dental[®] und NuSmile[®] hergestellt. Die Produzenten nutzen nach eigener Aussage verschiedene Stahltypen. Denovo Dental[®] [15] und NuSmile[®] [56] verwenden Stahl vom Typ 304. Für die Versuchsreihe des Stahltyp 304 wurden die Kronen von Denovo Dental[®] gewählt und auf eine eigene Versuchsreihe für Kronen von NuSmile[®] verzichtet, da ein signifikanter Unterschied hier aufgrund der identischen Zusammensetzung des verwendeten Stahls nicht zu erwarten ist.

3MEspe[®] [2] nutzt Stahl vom Typ 316L und Acero XT[®] [3] den Typ 316.

Da sich die verschiedenen Stahltypen geringfügig in ihren Materialeigenschaften und Zusammensetzungen unterscheiden [17-19], wurde für jeden Stahltyp eine eigene Untersuchungsreihe durchgeführt.

Dieses Vorgehen sollte klären, ob dieser und die damit einhergehende Zusammensetzung eine Rolle für das Ausmaß der Artefaktbildung spielt. Um alle verwendeten Stähle in die Studie zu inkludieren, dienten als Untersuchungsmaterial die konfektionierten Edelstahlkronen der Firmen 3MEspe[®], Acero XT[®] und Denovo Dental[®]. Zum besseren Vergleich wurden von jedem Hersteller jeweils Kronen der Größe 4 des linken oberen ersten und des zweiten Milchmolaren für die Testreihen verwendet (Zahn 64 und 65). Die Größe der Krone des Zahns 65 hatte einen für die Auswertung praktischen größten Durchmesser von genau 10 mm.

Auch eine Nutzung der jeweils größten verfügbaren Krone (Größe 7) wäre möglich gewesen (unter anderem Ooka et al. verweisen auf einen deutlichen Zusammenhang zwischen Objekt- und Artefaktgröße [58]). Diese größte verfügbare Krone unterscheidet sich um 3,0 mm im Durchmesser und wird von der berücksichtigten Toleranz sowie von den Messungen mit zwei nebeneinanderliegenden Kronen abgedeckt (vgl. Kapitel 5.5.2 und 5.2.3).

Um einen Vergleich der Artefaktausdehnungen zwischen Proben unterschiedlicher Größen herzustellen wurden von jedem Hersteller zusätzlich Kronen der Größe 4 des

ersten Milchmolaren für ein kleineres Artefakt und für ein möglichst großes Artefakt zwei Kronen der Größe 4 des zweiten Milchmolaren nebeneinander befestigt und im MRT ausgewertet.

Bei den in dieser Studie verwendeten Kronen handelt es sich um konfektionierte Produkte gleicher Größe, Form und Zusammensetzung. Die Produktionstoleranzen betragen hinsichtlich der Zusammensetzung max. 1% sowie bei der Größe max. 0,0254 mm [15]. Eine Differenz von Kronen des gleichen Herstellers und der gleichen Größe hinsichtlich ihrer Eigenschaften in der MRT unter den untersuchten Produkten kann somit als unwahrscheinlich angesehen werden.

6.2 Patientenauswahl

Konfektionierte Kronen kommen hauptsächlich in der Kinderzahnmedizin zum Einsatz. Deshalb sollten die anonymisierten MRT-Aufnahmen für die Bestimmung der Entfernungsrichtwerte möglichst den Zeitraum eingrenzen, in dem diese Kronen eventuell im Gebiss vorkommen.

Deshalb wurde ein Alter der Patienten von 3 bis 12 Jahren gewählt. Auch das vorhandene Wachstum des Schädels und somit eventuelle Unterschiede in den Entfernungen der relevanten anatomischen Strukturen zur Position der Stahlkronen konnten dadurch berücksichtigt werden.

Aufgrund des kleinen Patientenkollektivs sowie der unterschiedlichen Durchmesser der Stahlkronen im natürlichen Patientenkollektiv wurden die Grenzwerte der ermittelten Entfernungen der relevanten Strukturen als Richtwerte angesehen und mit einer Toleranz von 10 mm versehen.

Zwar ist ein Vorkommen von Stahlkronen auch bei älteren Jugendlichen mit MIH denkbar [45], jedoch kann hier von einer größeren Distanz der relevanten Strukturen vom Ort der Krone ausgegangen werden. MRT-Bilder von Kindern mit zementierten Kronen lagen nicht vor.

6.3 Diskussion der Methoden

Das Gewicht der einzelnen Kronen wurde mit Hilfe einer Präzisionswaage (smart weigh GEM20, Smart Weigh®, New York, Messgenauigkeit 0,001 g) vor und nach dem Kürzen des Kronenrandes ermittelt und im Anschluss miteinander verglichen, um eventuelle große Gewichtsunterschiede auszuschließen, welche einen möglichen Einfluss auf die Artefaktausdehnung haben könnten. Um Messfehler zu vermeiden wurde jede Messung zehnmal wiederholt und ein Mittelwert gebildet.

Die mechanische Bearbeitung der Kronen in Form von Kürzen und Verbiegen des Kronenrandes bot die Gefahr von Ungenauigkeiten. Um das Kürzen aller Kronen möglichst genau durchzuführen, wurde im Abstand von 1 mm vom Kronenrand zirkulär eine Linie angezeichnet und an dieser anschließend entlang gekürzt. Das Einbiegen des Kronenrandes erfolgte mit einer speziell genormten Zange (Börtel Crimps Zange, Henry Schein®, Langen), die in einen vorgegebenen Winkel den Kronenrand nach innen biegt. Dieses Vorgehen sollte sicherstellen, dass alle Kronenränder um die gleiche Länge gekürzt und im möglichst gleichen Winkel und Ausmaß nach innen gebogen wurden.

Die Auswertung von Artefakten in der MRT erfolgte nach dem ASTM F2119 Standard. Dieses Messverfahren ist das international anerkannte und gängige Verfahren zur Bestimmung der Artefaktausdehnung in der MRT [5].

Die ermittelten Daten wurden in das MRT-Artefakt-Auswertungsprogramm „SAM“ (MR-Susceptibility Artifact Measurement) übertragen und ausgewertet. Das SAM Programm (Version 1.0, Herr Andreas Heinrich, Jena, Deutschland) der Abteilung für Radiologie der Universität Jena ist eine mit dem ASTM Standard konforme Methode für die schnelle, objektive und reproduzierbare Bestimmung von Suszeptibilitätsartefakten [33]. Auch eine Bestimmung der Artefaktausdehnungen von Hand wäre möglich gewesen, gleichwohl scheint kein signifikanter Unterschied oder Vorteil gegenüber einer computergestützten Auswertung zu bestehen [33]. Im SAM Programm werden die Artefakte in der Regel von Hand mit einem programminternen Mess-Rechteck markiert. Hierbei können Verunreinigungen oder Luftblässchen zu Messfehlern führen, weshalb man die gemessenen Werte mit einer Mess-Linie stichprobenartig überprüft. Um mögliche Ungenauigkeiten zusätzlich zu minimieren wurden alle Bildersequenzen jeder Messesequenz einzeln untersucht um evtl. Messfehler im Vergleich zu anderen Werten als solche zu erkennen.

6.4 Diskussion der Statistik

Für die Bestimmung der Signifikanzen wurden der Mann-Whitney U Test sowie der Median-Test herangezogen.

Zweck des U-Tests ist der Vergleich von zwei unabhängigen Stichproben dahingehend, ob diese sich in der Größe der Messwerte signifikant unterscheiden. Im Gegensatz zum t-Test analysiert der U-Test nicht direkt die Messwerte, sondern die ihnen zugeordneten Rangplätze [60]. Dieser Test wird vor allem angewandt, wenn zwei unabhängige Stichproben nicht sehr groß sind. Für die Stichprobenumfänge sollte gelten $n_1, n_2 \geq 8$. Beide Voraussetzungen waren in der vorliegenden Studie gegeben [23].

Der Median-Test ist ein robuster, Test, der hauptsächlich bei dem Vergleich zweier Medianwerte bei starken Verteilungsformunterschieden angewendet wird. Dieser Test berechnet aus allen unabhängigen Stichproben einen gemeinsamen Median-Wert. Der Median Test gibt an, wie viele Messwerte in jeder Stichprobe ober- und unterhalb dieses Medians liegen [11].

Der Median-Test kommt häufig dann zur Anwendung, wenn in den Messdaten viele Ausreißer oder Extremwerte enthalten sind oder nicht alle Werte exakt beurteilbar sind. Schwäche des Median-Tests ist, dass dieser im Vergleich zum Kruskal-Wallis-Test weniger effizient ist. Ursache hierfür ist, dass nicht alle Ranginformationen der Daten enthalten sind, sondern lediglich ob die Datenpunkte über dem gemeinsamen Median liegen oder nicht. [22]

6.5 Diskussion der Ergebnisse

Die ermittelten Daten zeigen, dass ein Zusammenhang zwischen der Artefaktausdehnung der Stahlkronen im MRT und dem verwendeten Stahl besteht. Alle Versuchsreihen zeigten die gleichen Tendenzen.

Die Kronen der A-Messreihe verursachten in allen Versuchsanordnungen die größten Artefakte. Die Signifikanz für diese Beobachtungen wurde hierbei durch den Median Test bestätigt (siehe Kapitel 5.2.1).

Der Größenunterschied bei den hervorgerufenen Artefakten, auf die Artefaktausprägung der Kronen der B-Messreihe betrug bis zu 9,0 mm in den Hmax-Werten, beziehungsweise bis zu 11,0 mm in den Vmax-Werten, bei 1,5 Tesla. Auf die Artefakte

der Kronen der C-Messreihe betrug der Unterschied bis zu 5,0 mm in den Hmax-Werten und bis zu 9,0 mm in den Vmax-Werten. Die Differenzen bei 3,0 Tesla betragen auf Kronen der B-Messreihe bis zu 18,0 mm bei Hmax-Werten und bis zu 14,0 mm in den Vmax-Werten. Auf Kronen der C-Messreihe betrug die Differenz 7,0 mm und 11,0 mm (siehe Tabellen 3 und 21).

Aufgrund der deutlichen Differenzen bei der Artefaktausprägung zwischen den Kronen der verschiedenen Hersteller kann von einer signifikanten Relevanz für den klinischen Alltag ausgegangen werden.

Die Kronen der B-Messreihe wiesen bis auf einige wenige Ausnahmen bei einzelnen Sequenzen die geringste Ausdehnung auf. Artefakte der C-Messreihe lagen zumeist zwischen den oben Genannten. A und B benutzen einen ähnlichen Stahltyp [2-3].

Auch ein Einfluss der mechanischen Bearbeitung der Kronen auf die Artefakt-ausdehnung ist vorhanden. Insgesamt ließ sich eine Verschiebung der höchsten Messwerte zu den gekürzten und anschließend kaltverformten Kronen feststellen (siehe Tabellen 4-6 und 16-18). Die Steigerung bewegte sich dabei allerdings im geringfügigen einstelligen Millimeterbereich.

Eine Signifikanz des Einflusses der Kaltverformung auf die Artefaktausdehnung konnte hier nur bei den Vmax-Werten bei GRE-Sequenzen für Acero XT® ($p=0.009$) und Denovo Dental® ($p=0,002$) Kronen nachgewiesen werden. Dieses deckt sich zusätzlich mit den Beobachtungen von Cao et al., die ebenfalls geringere Ausprägungen von Artefakten in den SE-Sequenzen feststellten [13].

Eine theoretische Möglichkeit die gesteigerte magnetische Permeabilität wieder zu senken, wäre das sogenannte Temperverfahren. Hierbei handelt es sich um einen Vorgang, bei dem ein Material mit Hilfe eines Brennofens über einen längeren Zeitraum erhitzt wird. Dieses führt zu einer Kontrolle über die Verteilung mechanischer Spannungen und zu einer Änderung der Struktur des Festkörpers [74]. Ein weiterer wesentlicher Effekt des Tempervorgangs ist, dass durch diesen Vorgang die magnetische Permeabilität wieder gesenkt wird [59].

Eine praktische Anwendung in der Zahnmedizin erscheint jedoch nicht realistisch, da während der langsamen Vorwärmphase und vor Erreichen der Tempertemperatur Haltezeiten von 740- 760°C empfohlen sind, um den Temperatúrausgleich im Werkstoff und die Gleichgewichtseinstellung herbeizuführen. Hierdurch werden eventuelle durch Kaltumformungen oder starke mechanische Bearbeitungen verursachte Spannungen beseitigt [74]. Die Schmelztemperatur der von den hier untersuchten Edelstahlkronen

liegt bei ca. 900-1200°C [17-19].

Ein solcher Aufwand mit einem eigenen Brennofen erscheint mit Hinblick auf die praktische Umsetzung und Einbeziehung in den alltäglichen Ablauf einer Zahnarztpraxis sowie der geringen klinischen Relevanz der Artefaktvergrößerungen durch die Kaltverformung nicht zielführend.

Ein Einfluss des Gewichts und somit der Masse der Kronen ist nicht eindeutig geklärt worden. Die Kronen von Denovo Dental® waren mit durchschnittlich 272 mg am schwersten, die Kronen von Acero XT® mit 199 mg am leichtesten. Die Kronen von 3MEspe® wogen durchschnittlich 228 mg und lagen somit zwischen den beiden Erstgenannten. Auch nach dem Kürzen des Kronenrandes war die Verteilung der Gewichtsunterschiede gleichbleibend. Ursachen für die Gewichtsunterschiede zwischen den verschiedenen Kronen, trotz gleicher Größe, könnten unter anderem unterschiedliche Wandstärken und Ausprägungen der okklusalen Reliefs sein, was mit einem geringen Materialverbrauch und somit niedrigerem Gewicht und Produktionskosten einhergeht. Eine genauere Aussage der Dentalfirmen zu der Herstellungsweise ihrer Stahlkronen konnte aufgrund von Unternehmensgeheimnissen der jeweiligen Hersteller nicht eingeholt werden.

Trotz des höheren Gewichtes zeigten die Kronen von Denovo Dental® nicht die größten Artefaktausdehnungen, sondern lagen hinter denen von 3MEspe®.

Wahrscheinlich scheint nach den vorliegenden Ergebnissen, dass die Zusammensetzung und die damit verbundene magnetische Permeabilität einen größeren Einfluss auf die Artefaktausdehnung haben als die Masse.

Ebenfalls möglich ist, dass nicht nur der verwendete Stahl, sondern ebenfalls Faktoren bei der spezifischen Herstellung einen Einfluss auf die Artefaktgröße haben könnten. Dies würde die Ergebnisse von Klocke et al. unterstützen, die ebenfalls von herstellungsbedingten Unterschieden und damit unterschiedlichen magnetischen Eigenschaften von Stahllegierungen ausgingen [44].

Jedoch zeigten mit Acero XT® die leichtesten Kronen auch die geringsten Artefaktausdehnungen. Ein Einfluss der geringeren Masse kann hier nicht ausgeschlossen werden.

Dieses würde die Beobachtungen von Imuro et al. unterstützen, wonach neben der magnetischen Permeabilität auch die Größe und das Volumen des Objekts einen direkten Einfluss auf die Artefaktausdehnung haben [40].

Die Steigerung der Magnetfeldstärke zeigte bei den Messwerten der GRE-Sequenzen einen signifikanten Unterschied auf die Artefaktausdehnung ($p=0,005$).

Die Ergebnisse stimmen mit vorhandenen Studien überein, wonach eine Erhöhung der Magnetfeldstärke die Ausprägung von Artefakten in der Magnetresonanztomografie beeinflusst. Hierzu seien beispielhaft die Beobachtungen von Matsuura et al. [53], Cao et al. [13] und Hu et al. [38] genannt.

6.6 Therapeutische Konsequenzen aus den SAM-Befunden

Ausgehend von der größten gemessenen Ausdehnung von max. 55,0 mm in vertikaler und ca. 50,0 mm in horizontaler Richtung (siehe Kap. 5.4) ist festzuhalten, dass die Ausdehnung der Stahlkronenartefakte die MRT-Auswertung (insbesondere der definierten anatomischen Strukturen) eher nicht entscheidend beeinflusst. Kritisch sind hier vor allem Strukturen im Bereich des Gesichtsschädels, die in relativer Nähe zu den Kronen stehen. Insbesondere bei Patienten im Kleinkindalter könnten diese anatomischen Bereiche durch eine geringere Entfernung als bei Heranwachsenden oder Erwachsenen von etwaigen Artefakten durch Stahlkronen überlagert werden (siehe Abb. 3, Abb. 45 und Kap. 5.5).

Folgende Skizze veranschaulicht diese physikalische Situation (Abb. 44):

Bei einer angenommenen Artefaktgröße von 55,0 mm vertikal und 50,0 mm horizontal ergibt sich eine Artefaktausdehnung in jede Richtung von 22,5 mm vertikal und horizontal, bei einem Kronendurchmesser von 10,0 mm horizontal und 5,0 mm vertikal. Da die meisten relevanten anatomischen Strukturen im Schnitt ca. 30,0 mm entfernt von der Position des zweiten Milchmolaren des Oberkiefers liegen, kann davon ausgegangen werden, dass eine Beeinträchtigung der MRT-Untersuchung in der Regel nicht stattfindet (siehe auch Abb. 45).

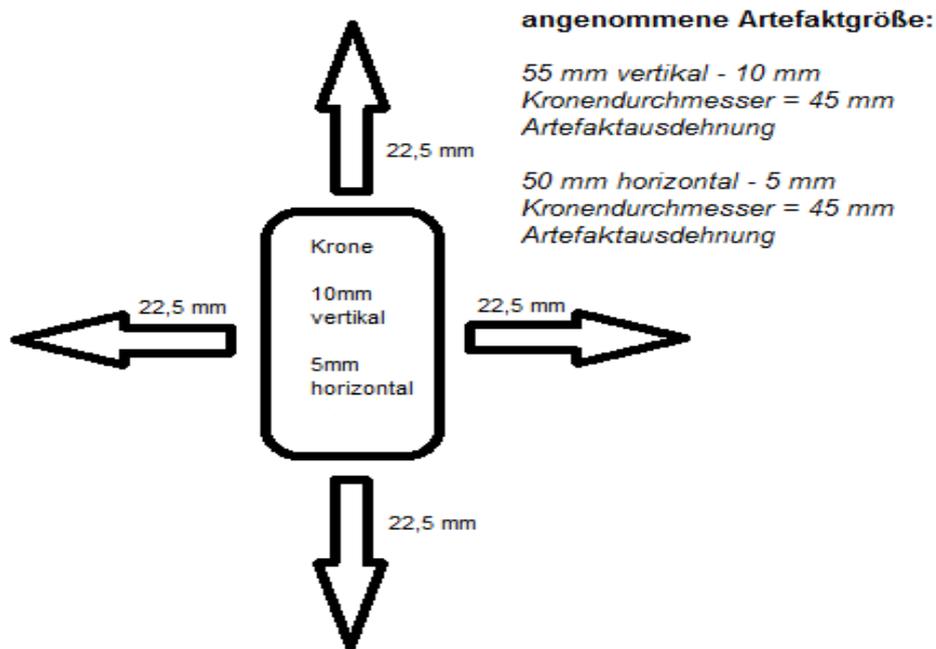


Abb. 44: Schematische Darstellung der Artefaktausdehnung, Krone in Position wie beim liegenden Patienten

Als therapeutische Konsequenz ergibt sich aus dieser Betrachtungsweise, dass schon zementierte Kronen, unabhängig vom Hersteller, in der Regel belassen werden können. Dennoch sollte vorher im Hinblick auf den untersuchten Bereich, das Alter des Patienten und der verwendeten Krone jeweils im Einzelfall entschieden werden, ob eine Entfernung der Krone oder des Milchzahnes indiziert ist.

In Abbildung 45 ist anhand eines roten Kreises (Durchmesser: 60,0 mm) dargestellt in welchem Bereich es eventuell zu Überlagerungen durch Suszeptibilitätsartefakte kommen kann. Diese befinden sich Bereich des Gesichtsschädels, eine Überlagerung im Bereich des ZNS ist nicht zu erwarten.

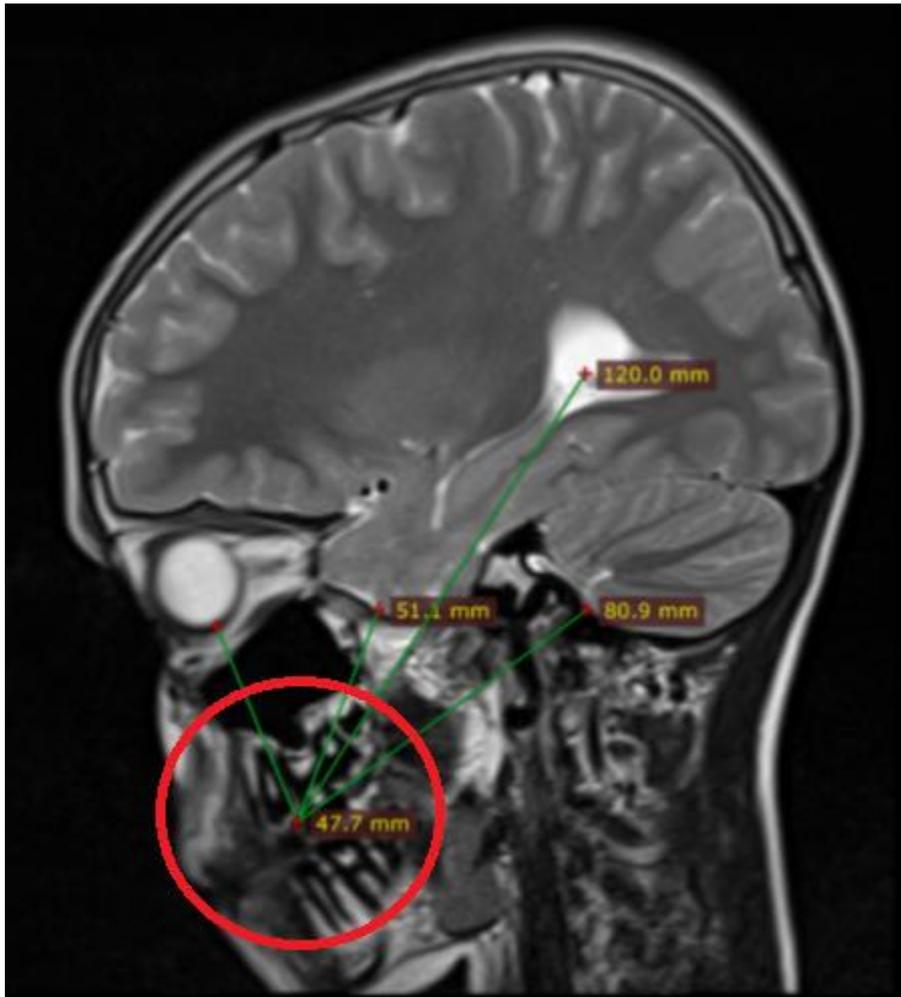


Abb. 45: Schematische Darstellung der Artefaktausdehnung beim Kind, 8 Jahre alt, in sagittaler Schnittebene.

Sollten vor einer MRT-Untersuchung eine Behandlung mit Stahlkronen notwendig sein und diese nicht auf einen Zeitpunkt nach der Untersuchung verschoben werden können, sollte eine Krone verwendet werden, welche im MRT geringere Suszeptibilitätsartefakte verursacht.

Auch kann erwogen werden, ob die oben beschriebene Eingliederungstechnik von konfektionierten Edelstahlkronen nach Hall [42] für die Artefaktreduzierung herangezogen werden kann, da hier keine mechanische Verformung des Kronenrandes notwendig ist, und somit eine Reduzierung der Artefaktbildung erreicht werden kann.

In jedem Fall sollte vorher Rücksprache mit dem behandelnden Radiologen gehalten werden.

Generell lässt sich festhalten, dass die untersuchten Kronentypen Artefaktauslöschungen in den gemessenen Standardsequenzen (GRE ; SE) und Magnetfeldstärken (1,5T; 3,0T) bedingen, welche in ihrer 3-dimensionalen Ausdehnung

ausreichend weit von diagnostisch bildrelevanten Strukturen des ZNS entfernt liegen. (siehe Kapitel 5.5)

Konformität besteht hier mit den Untersuchungen von Costa et al., welche die Auswirkungen von kieferorthopädischen Apparaturen, Titan-Implantaten und Metallkronen auf eine MRT-Untersuchung im Bereich des Gehirns untersuchten. Nur die kieferorthopädischen Apparaturen verursachten Artefakte, welche groß genug waren, die Bildgebung in diesem Untersuchungsabschnitt zu beeinträchtigen [14].

Ebenso wie die vorliegende Arbeit kommen Costa et al. zu dem Schluss, dass Strukturen im Bereich des Gesichtsschädels, wie zum Beispiel der Sinus maxillaris, eventuell aufgrund der geringeren Entfernung durch Artefaktüberlagerungen beeinträchtigt sein können [14].

Auch eine sorgfältige Auswahl von Magnetfeldstärke und insbesondere MRT-Sequenzen sollte erfolgen, um eine eventuell zu erwartende Artefaktausbildung auf einem möglichst geringen Niveau zu halten.

7 Schlussfolgerungen

Es bestehen Unterschiede bei den Kronen der verschiedenen Hersteller in der Artefaktausdehnung. Kronen der Firma 3MEspe® verursachen bei einer MRT mit einer Magnetfeldstärke von 1,5 sowie bei 3 Tesla konstant die größten, Kronen von Acero XT® die kleinsten Artefakte. Denovo Dental® Kronen liegen zumeist zwischen den zuvor genannten.

Die Artefaktausdehnung nimmt mit steigender Größe der Kronen zu. Auch hier steigen die Werte bei Kronen von 3MEspe® stärker an als bei denen der anderen Hersteller.

Die mechanische Bearbeitung der Kronen verursacht eine Zunahme der Artefaktausbildung.

Eine signifikante Zunahme der Artefaktgrößen durch die Steigerung der Magnetfeldstärke, speziell in den Gradientenecho-Sequenzen, konnte nachgewiesen werden. Die Zunahme bewegt sich im niedrigen einstelligen Millimeterbereich.

Von der größten gemessenen Ausdehnung von 25,0 mm in vertikaler und 20,0 mm in horizontaler Richtung ausgehend ist festzuhalten, dass die Größe der Artefakte die MRT-Auswertung der definierten anatomischen Referenzstrukturen nicht beeinflusst hat (vgl. Abbildung 44).

Dies hängt jedoch im Einzelfall von der zu beurteilenden anatomischen Struktur und dem Alter des Patienten ab. Somit lässt sich a priori keine allgemeingültige feste Grenze ziehen, mit welcher Artefaktausdehnung eine kritische Beeinflussung mit letzter Sicherheit nicht zu erwarten ist, vielmehr muss im konkreten Einzelfall mit Hinblick auf die genannten Parameter abgewogen werden, ob eine Beeinflussung einer MRT-Untersuchung zu erwarten ist oder diese vorliegt.

Im Regelfall können unter Berücksichtigung der kritischen Bereiche die Kronen nach Auswertung der Ergebnisse der vorliegenden Studie, unabhängig vom Herstellertyp, belassen werden oder falls eine baldige MRT-Untersuchung des Patienten nicht ausgeschlossen oder verschoben werden kann und eine Behandlung mit konfektionierten Stahlkronen notwendig ist, eine Krone aus Stahl des Typs 316 (in dieser Studie beispielsweise Acero XT®) verwendet werden. Auch durch sorgfältige Wahl der Sequenzen, der Magnetfeldstärke und evtl. der Eingliederungstechnik können Artefakte minimiert werden.

Sind potentielle Überlagerungen vor einer MRT nicht auszuschließen, ist auch eine Entfernung der Kronen in Absprache mit dem behandelnden Radiologen und den klinischen Kollegen zu diskutieren.

8 Literaturverzeichnis

1. 3M ESPE (2012) Gebrauchsanweisung für Kronenprodukte, pp. 5-6.
2. 3M ESPE (2012) 3M ESPE Sicherheitsdatenblatt Edelstahlkronen, p. 1
3. Acero XT Ltd. (2014): Acero XT Info Sheet, Seattle, p. 1
4. Allkemper T (2002) Grundlagen: Bildartefakte. In: Rummeny E, Reimer P, Heindel W (Hrsg.) Ganzkörper MR-Tomographie, 2. Auflage, Stuttgart, Georg Thieme Verlag, p. 37
5. American Society for Testing and Materials (2013) Standard Test Method for Evaluation of MR Image Artifacts from Passive Implants (F2119), pp. 1-2
6. Barmer GEK (2011) Arztreport 2011, Berlin, p. 28
7. Barmer GEK (2011) Arztreport 2011, Berlin, p. 29
8. Beau A, Bossard D, Gebeile-Chauty S (2015) Magnetic resonance imaging artefacts and fixed orthodontic attachments. Eur J Orthod 37(1):105-10
9. Blankenstein F, Truong B, Thomas A, Thieme N, Zachriat C (2015) Predictability of magnetic susceptibility artifacts from metallic orthodontic appliances in magnetic resonance imaging. J Orofac Orthop 76(1):14-29
10. Bundesamt für Strahlenschutz (2014), Magnet-Resonanz-Tomografie, p. 1
11. Bühl A (2008) Nichtparametrische Tests: Median-Test. In: Bühl A. (Hrsg.) SPSS 16, Einführung in die moderne Datenanalyse. 11. Auflage, Pearson Studium, München, pp. 332-3
12. Callister W (2012) Versetzungen und Verfestigungsmechanismen: Kaltverfestigung. In: Callister W, Rethwisch D (Hrsg.) Materialwissenschaften und Werkstofftechnik: Eine Einführung, Weinheim, WILEY-VCH Verlag, pp. 193-6
13. Cao Z, Chen L, Gong X (2008) Artifacts from dental metal alloys in magnetic resonance imaging. Zhonghua Yi Xue Za Zhi 88(26):1855-8
14. Costa A, Appenzeller S, Yasuda C, Pereira F, Zanardi V, Cendes F (2009) Artifacts in brain magnetic resonance imaging due to metallic dental objects. Med Oral Patol Oral Cir Bucal, 14(6):278-82
15. Denovo Dental (2014) *MSDS Sheet for Components Containing 304, 305 Stainless Steel*, Baldwin Park, pp. 1-4
16. Destine D, Mizutani H, Igarashi Y (2008) Metallic artifacts in MRI caused by dental alloys and magnetic keeper. Nihon Hotetsu Shika Gakkai Zasshi, 52(2):205-10

17. Deutsche Edelstahlwerke (2007) Werkstoffdatenblatt für Stahl des Typs 1.4301. Witten, 2007, pp. 1-3
18. Deutsche Edelstahlwerke (2007) Werkstoffdatenblatt für Stahl des Typs 1.4401. Witten, pp. 1-3
19. Deutsche Edelstahlwerke (2007) Werkstoffdatenblatt für Stahl des Typs 1.4404. Witten, pp. 1-3
20. Dewey M, Schink T, Dewey C (2007) *Claustrophobia during magnetic resonance imaging: cohort study in over 55000 patients*. J Magn Reson Imaging 26(5):1322-7
21. Dobrinski P (2010) Das magnetische Feld: Dia- und Paramagnetismus. In: Dobrinski P (Hrsg.) Physik für Ingenieure. 12. Auflage, Wiesbaden, Vieweg + Teubner, pp. 322-31
22. Duller C (2008) Unabhängige Stichproben: Mediantest. In: Duller C (Hrsg.) Einführung in die nichtparametrische Statistik mit SAS und R. 1. Auflage, Heidelberg, Physika Verlag, pp. 219-20
23. Eckstein P (2016) Mittelwertanalyse: Mann-Whitney-U-Test. In: Eckstein P (Hrsg.) Angewandte Statistik mit SPSS. 8. Auflage, Springer Fachmedien, pp. 133-6
24. Fofanov D, Heubner U (2013) Magnetisches Verhalten nichtrostender Stähle. In: Informationsstelle Edelstahl Rostfrei (Hrsg.) Merkblatt 827, Magnetische Eigenschaften nichtrostender Stähle. Düsseldorf, pp. 8-9
25. Fofanov D, Heubner U (2013) Häufig gestellte Fragen. In: Informationsstelle-Edelstahl-Rostfrei (Hrsg.) Merkblatt 827, Magnetische Eigenschaften nichtrostender Stähle. Düsseldorf, p. 18
26. Ganapathi M, Joseph G, Savage R, Jones A, Timms B, Lyons K (2002) MRI susceptibility artifacts related to scaphoid screws: the effect of screw type, screw orientation and imaging parameters. J Hand Surg Br 27(2):165-70.
27. Geis-Gerstorfer J (2003) Nichtedelmetalllegierungen: Stähle. In: Eichner K (Hrsg.) Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. 7. Auflage, Band 1, Stuttgart, Georg Thieme Verlag, pp. 124-7
28. Goethe W (2001) Werkstoffe und Halbzeug: Stahl - Anwendungsbereiche und Technische Lieferbedingungen. In: Kiehl P (Hrsg.) Einführung in die DIN-Normen, 13. Auflage, Stuttgart / Leipzig / Wiesbaden, Verlag B. G. Teuber, pp. 420-71

29. Graf H, Lauer U, Klemm T, Schnieder L, Schick F (2003) Artifacts in MRT caused by instruments and implants, *Z Med Phys* 13(3):165-70.
30. Große-Knetter J (2011) Versuche: Ferro-, Dia- und Paramagnetismus. In: Große-Knetter J, Schaaf P (Hrsg.) *Das Physikalische Praktikum*. Göttingen, Universitätsverlag Göttingen, pp. 123-34
31. Hargreaves B, Worters P, Pauly K, Pauly J, Koch K, Gold G (2011) Metal-induced artifacts in MRI. *AJR Am J Roentgenol* 197(3):547-55.
32. Hedderich J, Sachs L (2016) Hypothesentest: Der Median-Test. In: Hedderich J, Sachs L (Hrsg.) *Angewandte Statistik*. 15. Auflage, Berlin/Heidelberg, Springer-Verlag, p. 561
33. Heinrich A, Teichgräber U, Güttler F (2015) Measurement of susceptibility artifacts with histogram-based reference value on magnetic resonance images according to standard ASTM F2119. *Biomed Tech (Berl)* 60(6):541-9
34. Heinzerling J (1994) Grundlagen. In: Stichnoth F (Hrsg.) *MR-Tomographie*. Technische Grundlagen und klinische Aspekte. 2. Auflage, Berlin, Blackwell Wissenschafts-Verlag, pp. 3-23
35. Hering E (2002) Magnetisches Feld: Stoffmagnetismus. In: Hering E (Hrsg.) *Physik für Ingenieure*. 8. Auflage, Berlin/Heidelberg, Springer-Verlag, p. 301-5
36. Hilgers R, Heussen N, Stanzel, S (2013) Box-Whisker-Plot. In: Gressner A, Arndt T (Hrsg.) *Lexikon der Medizinischen Laboratoriumsdiagnostik*. 2. Auflage, Berlin/Heidelberg, Springer-Verlag, pp. 278-9
37. Hinshaw D, Holshouser B, Engstrom H, Tjan A, Christiansen E, Catelli W (1988) Dental material artifacts on MR images. *Radiology* 166(3):777-9.
38. Hu Y, Yu R (2015) Comparison of magnetic resonance imaging artifacts of five common dental material. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi* 33(3):230-3.
39. Hünerbein R (2011) Radiologische Verfahren: Magnetresonanztomografie (MRT) In: Reiser M. (Hrsg.) *Duale Reihe, Radiologie*, 2. Auflage, Stuttgart, Georg Thieme Verlag, p. 82
40. Iimuro F (1994) Magnetic resonance imaging artifacts and the magnetic attachment system. *Dent Mater J* 13(1):76-88
41. Innes N, Evans D, Stirrups D (2007) The Hall Technique; A randomized controlled clinical trial of a novel method of managing carious primary molars in general dental practice: Acceptability of the technique and outcomes at 23 months. *BMC Oral Health* 20(7):18

42. Innes N, Stirrups D, Evans D, Hall N, Leggate M (2008) Novel technique using preformed metal crowns for managing carious primary molars in general practice - A retrospective analysis. *British Dental Journal*, 200(8):451-454
43. Innes N, Stewart M, Souster G, Evans D (2015) The Hall Technique; retrospective case-note follow-up of 5-year RCT. *Br Dent J* 219(8):395-400
44. Klocke A, Kemper J, Schulze D, Adam G, Kahl-Nieke B (2005) Magnetic field interactions of orthodontic wires during magnetic resonance imaging (MRI) at 1.5 Tesla. *J Orofac Orthop* 66(4):279-87
45. Knapp V, Nies S (2009) Molar-Incisor-Hypomineralization, *Zahnmedizin up2date*, pp. 491-509
46. Krämer N, Frankenberger R (2006) Konfektionierte Milchzahnkronen im Seitenzahnggebiet, München, *Bayerisches Zahnärzteblatt (BZB)* 04/2006, pp. 39-41
47. Kretschmann H, Weinrich W (1991) Schichtbilddiagnostik und Leitstrukturen: Leitstrukturen der Bilddiagnostik. In: Kretschmann H, Weinrich W (Hrsg.) *Klinische Neuroanatomie und kranielle Bilddiagnostik*. 2. Auflage, Stuttgart, Georg Thieme Verlag, pp. 19-22
48. Kretschmann H, Weinrich W (1991) Schichtbilddiagnostik und Leitstrukturen: Die klinische Wertigkeit der neuen Bilddiagnostik. In: Kretschmann H, Weinrich W (Hrsg.) *Klinische Neuroanatomie und kranielle Bilddiagnostik*, 2. Auflage, Stuttgart, Georg Thieme Verlag, pp. 22-3
49. Kretschmann H, Weinrich W (1991) Magnetresonanztomographie. In: Kretschmann H, Weinrich W (Hrsg.) *Klinische Neuroanatomie und kranielle Bilddiagnostik*. 2. Auflage, Stuttgart, Georg Thieme Verlag, pp. 16-7
50. Krupa K, Bekiesinska-Figatowska M (2015) Artifacts in magnetic resonance imaging. *Pol J Radiol* 80:93-106.
51. Leinsinger G (2001) Patientenvorbereitung. In: Hahn K, Leinsinger G (Hrsg.) *Indikationen zur bildgebenden Diagnostik*. 1. Auflage, Berlin/Heidelberg, Springer-Verlag, pp. 62-3
52. Malik A, Boyko O, Aktar N, Young W (2001) A comparative study of MR imaging profile of titanium pedicle screws. *Acta Radiol* 42(3):291-3.

53. Matsuura H, Inoue T, Ogasawara K, Sasaki M, Konno H, Kuzu Y, Nishimoto H, Ogawa A (2005) Quantitative analysis of magnetic resonance imaging susceptibility artifacts caused by neurosurgical biomaterials: comparison of 0.5, 1.5, and 3.0 Tesla magnetic fields. *Neurol Med Chir (Tokyo)* 45(8):395-8
54. Micheelis W, Reiter F (2005) In: Micheelis, W., Schiffner, U. (Hrsg.): Vierte Deutsche Mundgesundheitsstudie (DMS IV), Köln, Deutscher Zahnärzte Verlag, p. 397
55. Miyata K, Hasegawa M, Abe Y, Tabuchi T, Namiki T, Ishigami T (2012) Radiofrequency heating and magnetically induced displacement of dental magnetic attachments during 3.0 T MRI. *Dentomaxillofac Radiol* 41(8):668-74
56. NuSmile Ltd (2012).: *NuSmile Signature Crown Safety Data Sheet*, Houston, p. 1
57. Okano Y, Yamashiro M, Kaneda T, Kasai K (2003) *Magnetic resonance imaging diagnosis of the temporomandibular joint in patients with orthodontic appliances*. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 95(2):255-63
58. Ooka K, Shibuya M, Suzuki Y (1996) *Motion and image artifacts of various intracranial aneurysm clips in a magnetic field*. *Acta Neurochir (Wien)* 138(10):1241-5.
59. Pfeifer F (1970) Physikalische Eigenschaften: Eigenschaftsänderungen bei Anlaßbehandlung unterhalb der Curietemperatur. In: Volk KE (Hrsg.) Nickel und Nickellegierungen, Eigenschaften und Verhalten. 1. Auflage, Berlin/Heidelberg, Springer-Verlag, p. 86
60. Rasch B (2006) Verfahren für Rangdaten: Der Mann Whitney U Test. In Rasch B, Friese M, Hofmann W, Naumann E (Hrsg.) *Quantitative Methoden*. 2. Auflage, Berlin/Heidelberg, Springer-Verlag, pp. 144-8
61. Reither M (2000) Einleitung. In: Reither M (Hrsg.) *Magnetresonanztomographie in der Pädiatrie*. 1. Auflage, Berlin/Heidelberg, Springer-Verlag, pp. 1-4
62. Reither M (2000) Zentralnervensystem und Spinalkanal, Bildgebende Verfahren. In: Reither M (Hrsg.) *Magnetresonanztomographie in der Pädiatrie*. 1. Auflage, Berlin/Heidelberg, Springer-Verlag, pp. 44-5
63. Reither M (2000) Gesichtsschädel und Hals: Bildgebende Verfahren. In: Reither M (Hrsg.) *Magnetresonanztomographie in der Pädiatrie*. 1. Auflage, Berlin/Heidelberg, Springer-Verlag, pp. 126-7
64. Roche (2003) Roche Lexikon Medizin. 5. Auflage, München, Urban & Fischer Verlag, pp. 996-7

65. Roos E, Maile K (2014) Legierungen: Stahl. In: Roos E, Maile K (Hrsg.) Werkstoffkunde für Ingenieure: Grundlagen, Anwendung, Prüfung. 5. Auflage, Berlin/Heidelberg, Springer Verlag, pp. 152-4
66. Sadowsky P, Bernreuter W, Lakshminarayanan A, Kenney P (1988) Orthodontic appliances and magnetic resonance imaging of the brain and temporomandibular joint. *Angle Orthod* 58(1):9-20.
67. Schippers C (2015) Kieferorthopädische Produkte und Apparaturen bei Kernspin- oder Computer-Tomografie. In: Dentaurum (Hrsg) Aufklärungsschrift der Firma Dentaurum, Ispringen, p. 1
68. Schulte A, Hetzer G (2013) Konfektionierte Kronen zur Versorgung stark zerstörter Milchzähne. Dresden, Stellungnahme der DGZMK, pp. 1-2
69. Schwarzmüller-Erber G (2013) Bildgebende Pulssequenzen: Spinecho-Sequenz. In: Schwarzmüller-Erber G (Hrsg.) Angewandte Magnetresonanztomographie. 2. Auflage, Wien, Facultas Verlags- und Buchhandels AG, pp. 90-2
70. Shafiei F, Honda E, Takahashi H, Sasaki T (2003) Artifacts from dental casting alloys in magnetic resonance imaging. *J Dent Res* 82(8):602-6.
71. Shellock F (1988) MR imaging of metallic implants and materials: a compilation of the literature. *AJR Am J Roentgenol* 151(4):811-4.
72. Stein E, Sagar G (2008) Theory and finite element computation of cyclic martensitic phase transformation at finite strain. *Int J Numer Meth Engng* 74(1):1-31
73. Suh J, Jeong E, Shin K, Cho J, Na J, Kim D, Han C (1998) Minimizing artifacts caused by metallic implants at MR imaging: experimental and clinical studies. *AJR Am J Roentgenol* 171(5):1207-13.
74. Surpi D (2011) Wärmebehandlung. In: Lucefin, S.p.A. (Hrsg.) Stainless Steels. Gruppo Lucefin, Brescia, pp. 38-47
75. Teitelbaum G, Bradley W, Klein B (1988) MR imaging artifacts, ferromagnetism and magnetic torque of intravascular filters, stents, and coils. *Radiology* 166(3):657-64
76. Thomsen M, Schneider U, Breusch S, Hansmann J, Freund M (2001) Artifacts and ferromagnetism dependent on different metal alloys in magnetic resonance imaging. An experimental study. *Orthopade* 30(8):540-4

77. Trümmeler K (1996) Optimierte Untersuchungstechnik: Verwendung von geeigneten Messsequenzen, Vermeidung von Artefakten. In: Uhlenbrock D (Hrsg.) MRT und MRA des Kopfes. Indikationsstellung - Wahl der Untersuchungsparameter - Befundinterpretation. Stuttgart, Georg Thieme Verlag, pp. 1-32
78. Universität Zürich (2010), Methodenberatung. Datenanalyse: Mann-Whitney-U-Test URL: <http://www.methodenberatung.uzh.ch/datenanalyse/unterschiede/zentral/mann.html>. [zitiert am 10.03.2016].
79. Viano A, Gronemeyer S, Haliloglu M, Hoffer F (2000) Improved MR imaging for patients with metallic implants. *Magn Reson Imaging*. 18(3):287-95
80. Weishaupt D (2013) Artefakte im MR-Bild. In: Weishaupt D (Hrsg.) *Wie funktioniert MRI?* 7. Auflage, Berlin/Heidelberg, Springer-Verlag, pp. 141-8
81. Weishaupt D (2013) Sicherheit und Risiken. In: Weishaupt, D (Hrsg.) *Wie funktioniert MRI?* 7. Auflage, Berlin/Heidelberg, Springer-Verlag, pp. 155-61
82. Westra AE, Zegers M, Sukhai R, Kaptein A, Holscher H, Ballieux B, van Zwet E, Wit J (2011) Discomfort in children undergoing unsedated *MRI*. *Eur J Pediatr* 170(6):771-7
83. Yassi K, Ziane F, Bardinet E, Moinard M, Veyret B, Chateil F (2007) Evaluation of the risk of overheating and displacement of orthodontic devices in magnetic resonance imaging. *J Radiol* 88(2):263-8

9 Abbildungsverzeichnis

9.1 Abbildungen

1. CT- und MRT-Untersuchungen in Deutschland 2009, Anzahl in Millionen. (Angaben gerundet) [6]
2. MRT-Untersuchungen in Deutschland im Jahr 2009, Angaben in Prozent bezogen auf die Gesamtzahl der MRTs; modifiziert nach [7]
3. Suszeptibilitätsartefakt bei Titanimplantat, a: GE-Sequenz, b: SE-Sequenz mit Artefakttrias [4]
4. Übergänge zwischen Austenit und Martensit durch Abkühlung (cooling), Kaltverformung (deforming, direct macro deformation) und Erwärmung (heating) [72].
5. Einfluss verschiedener Bearbeitungsschritte auf die magnetische Permeabilität (μ) des Stahls 1.4106 als Funktion der Feldstärke H (kA/m) [72].
6. Krone der Firma 3MEspe® in unbehandeltem (a), gekürztem (b) und gebogenem (c) Zustand
7. Testobjekt mittig im Versuchsbehälter mit Kupfersulfatlösung
8. Testobjekt in transversaler Schnittebene, GRE-Sequenz, SAM-Programm, Auswertungsfenster mit Hmax und Vmax (rechts)
9. Testobjekt in sagittaler Schnittebene, TSE-Sequenz, SAM-Programm, Auswertungsfenster mit Hmax und Vmax (rechts)
10. Testobjekt in coronaler Schnittebene, TSE-Sequenz, SAM-Programm, Auswertungsfenster mit Hmax und Vmax (rechts)
11. Testobjekt im Versuchsbehälter mit Kupfersulfatlösung, Messungen am MRT-Auswertungsmonitor, Artefakte mittig des Phantoms deutlich sichtbar, Daten wurden anschließend in das SAM-Programm übertragen
12. Testobjekt im Versuchsbehälter mit Kupfersulfatlösung, Messungen im MRT, 1,5-Tesla Magnetresonanztomografen (Siemens Avanto®, Siemens, München)
13. Hmax-TSE (1,5 Tesla)-Messungen nach Hersteller
14. Vmax-TSE (1,5 Tesla)-Messungen nach Hersteller
15. Hmax-GRE (1,5 Tesla)-Messungen nach Hersteller
16. Vmax-GRE (1,5 Tesla)-Messungen nach Hersteller

17. Hmax-TSE (1,5 Tesla)-Messungen für 3MEspe®
18. Hmax-TSE (1,5 Tesla)-Messungen für Acero XT®
19. Hmax-TSE (1,5 Tesla)-Messungen für Denovo Dental®
20. Vmax-TSE (1,5 Tesla)-Messungen für 3MEspe®
21. Vmax-TSE (1,5 Tesla)-Messungen für Acero XT®
22. Vmax-TSE (1,5 Tesla)-Messungen für Denovo Dental®
23. Hmax-GRE (1,5 Tesla)-Messungen für 3MEspe®
24. Hmax-GRE (1,5 Tesla)-Messungen für Acero XT®
25. Hmax-GRE (1,5 Tesla)-Messungen für Denovo Dental®
26. Vmax-GRE (1,5 Tesla)-Messungen für 3MEspe®
27. Vmax-GRE (1,5 Tesla)-Messungen für Acero XT®
28. Vmax-GRE (1,5 Tesla)-Messungen für Denovo Dental®
29. Artefaktgrößen im Vergleich, 1,5 Tesla, gebogene Kronen, SE-Sequenzen, max. horizontale Ausdehnung (Hmax)
30. Artefaktgrößen im Vergleich, 1,5 Tesla, gebogene Kronen, SE-Sequenzen, max. vertikale Ausdehnung (Vmax)
31. Artefaktgrößen im Vergleich, 1,5 Tesla, gebogene Kronen, GRE-Sequenzen, max. horizontale Ausdehnung (Hmax)
32. Artefaktgrößen im Vergleich, 1,5 Tesla, gebogene Kronen, GRE-Sequenzen, max. vertikale Ausdehnung (Vmax)
33. Artefaktgrößen im Vergleich, 3,0 Tesla, gebogene Krone, TSE-Sequenzen, max. horizontale Ausdehnung (Hmax)
34. Artefaktgrößen im Vergleich, 3,0 Tesla, gebogene Krone, TSE-Sequenzen, max. vertikale Ausdehnung (Vmax)
35. Artefaktgrößen im Vergleich, 3,0 Tesla, gebogene Krone, GRE-Sequenzen, max. horizontale Ausdehnung (Hmax)
36. Artefaktgrößen im Vergleich, 3,0 Tesla, gebogene Krone, GRE-Sequenzen, max. vertikale Ausdehnung (Vmax)
37. Artefaktgrößen im Vergleich (Mittelwerte), 1,5 und 3,0 Tesla, gebogene Kronen, GRE-Sequenzen, Ausdehnung in Millimeter, Steigerung der Artefaktausdehnungen bei 3,0 Tesla bei allen Herstellern
38. Artefaktgrößen im Vergleich (Mittelwerte), 1,5 und 3,0 Tesla, gebogene Kronen, SE-Sequenzen, Ausdehnung in Millimeter, keine Steigerung der Artefaktausdehnungen bei 3,0 Tesla bei allen Herstellern

39. Statistische Signifikanz zwischen 1,5 und 3,0 Tesla
40. Kind, 3 Jahre alt, MRT-Aufnahme; sagittale Schnittebene, Entfernungen ausgewählter Strukturen von der Position des 2 Milchmolaren.
41. Kind, 8 Jahre alt, MRT-Aufnahme; sagittale Schnittebene, Entfernungen ausgewählter Strukturen von der Position des 2 Milchmolaren.
42. Kind, 8 Jahre alt, MRT-Aufnahme; sagittale Schnittebene, Entfernungen ausgewählter Strukturen von der Position des 2 Milchmolaren.
43. Kind, 12 Jahre alt, MRT-Aufnahme; sagittale Schnittebene, Entfernungen ausgewählter Strukturen von der Position des 2 Milchmolaren.
44. Schematische Darstellung der Artefaktausdehnung, Krone in Position wie beim liegenden Patienten
45. Schematische Darstellung der Artefaktausdehnung beim Kind, 8 Jahre alt, in sagittaler Schnittebene.

9.2 Tabellen

1. 3MEspe[®], Acero XT[®] und Denovo Dental[®] Kronen der Größe 4, unbehandelt, im Vergleich
2. 3MEspe[®], Acero XT[®] und Denovo Dental[®] Kronen Größe 4, gekürzt, im Vergleich
3. 3MEspe[®], Acero XT[®] und Denovo Dental[®] Kronen Größe 4, kaltverformt, im Vergleich
4. 3MEspe[®] Krone Größe 4, unbehandelt, gekürzt, kaltverformt, im Vergleich
5. Acero XT[®] Krone Größe 4, unbehandelt, gekürzt, kaltverformt, im Vergleich
6. Denovo Dental[®] Krone Größe 4, unbehandelt, gekürzt, kaltverformt, im Vergleich
7. Kronen von 3MEspe[®] Größe 4, unbehandelt, einzeln – doppelt, im Vergleich
8. Kronen von 3MEspe[®] Größe 4, unbehandelt, 2 Milchmolar – 1 Milchmolar, im Vergleich
9. Kronen von Acero XT[®] Größe 4, unbehandelt, einzeln – doppelt, im Vergleich
10. Kronen von Acero XT[®] Größe 4, unbehandelt, 2 Milchmolar – 1 Milchmolar, im Vergleich

11. Kronen von Denovo Denal[®] Größe 4, unbehandelt, einzeln – doppelt, im Vergleich
12. Kronen von Denovo Dental[®] Größe 4, unbehandelt, 2 Milchmolar – 1 Milchmolar, im Vergleich
13. 3MEspe[®], Acero XT[®] und Denovo Dental[®] Kronen der Größe 4, ersten Milchmolar unbehandelt, im Vergleich
14. 3MEspe[®], Acero XT[®] und Denovo Dental[®], zwei Kronen der Größe 4, ersten Milchmolar unbehandelt, im Vergleich
15. Differenzen der Mittelwerte zwischen Kronengrößen
16. 3MEspe[®] Krone Größe 4, unbehandelt, gekürzt, kaltverformt, im Vergleich
17. Denovo Dental Krone[®], Größe 4, unbehandelt, gekürzt, kaltverformt, im Vergleich
18. Acero XT[®] Krone, Größe 4, unbehandelt, gekürzt, kaltverformt, im Vergleich
19. 3MEspe[®], Acero XT[®] und Denovo Dental[®] Kronen der Größe 4, unbehandelt, im Vergleich
20. 3MEspe[®], Acero XT[®] und Denovo Dental[®] Kronen der Größe 4, gekürzt, im Vergleich
21. 3MEspe[®], Acero XT[®] und Denovo Dental[®] Kronen der Größe 4, kaltverformt, im Vergleich

10 Materialliste

	Material	Hersteller
1	5 konfektionierte Edelstahlkronen Größe 4, erster Milchmolar	3MEspe®, Neuss, Deutschland
2	5 konfektionierte Edelstahlkronen Größe 4, zweiter Milchmolar	3MEspe®, Neuss, Deutschland
3	5 konfektionierte Edelstahlkronen Größe 4, erster Milchmolar	Denovo Dental®, Baldwin Park, USA
4	5 konfektionierte Edelstahlkronen Größe 4, zweiter Milchmolar	Denovo Dental®, Baldwin Park, USA
5	5 konfektionierte Edelstahlkronen Größe 4, erster Milchmolar	Acero XT®, Seattle, USA
6	5 konfektionierte Edelstahlkronen Größe 4, zweiter Milchmolar	Acero XT®, Seattle, USA
7	1 Buckelzange (Börtel Crimps Zange)	Henry Schein®, Langen, Deutschland
8	1 Kronenschere	Kinderdent®, Weyhe, Deutschland
9	Folia Nylonfaden auf Spule, transparent, 0,50 mm x 100 m	Folia®, Wendelstein, Deutschland
10	Kupfersulfat 1000 g	Otto Fischar GmbH & Co. KG., Saarbrücken, Deutschland
11	1 Präzisionswaage (smart weigh GEM20®)	Smart Weigh®, New York, USA
12	1 Plexiglaswanne (Regalux Clear Box L)	Regalux®, Frankfurt, Deutschland
13	Lineal 30 cm	Office Discount®, Neufahrn bei München, Deutschland

Eidesstattliche Versicherung

„Ich, Peer Kaleth, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: *Suszeptibilitätsartefakte bei pädiatrischen dentalen konfektionierten Edelstahlkronen in der Magnetresonanztomografie* 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/der Betreuer/in, 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.“

Datum

Unterschrift

Danksagung

Eine wissenschaftliche Arbeit ist nie das Werk einer einzelnen Person, deshalb möchte ich mich bei allen Menschen bedanken, die mir das Erstellen meiner Dissertation ermöglicht haben.

Herrn PD Dr. Maximilian de Bucourt danke ich für das Überlassen des Themas und das Vermitteln der Kontakte nach Jena. Er stand mir jederzeit mit konstruktiven Ratschlägen zur Seite.

OA Dr. Christian Finke hat mich zu jeder Zeit mit seinem unerschöpflichen Fundus an thematischen und wissenschaftlichen Hinweisen stets unermüdlich unterstützt und beraten.

Meine wissenschaftlichen Betreuer am Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie der Universität Jena danke ich für die stets zielführenden Diskussionen, die so manche Wende in dieser Dissertation brachten. Mein besonderer Dank gilt hier Herrn Dr. Felix Güttler und insbesondere Herrn Andreas Heinrich, ohne deren Hilfe, Einsatz und Rat ein Gelingen unmöglich gewesen wäre.

Nicht minder aufreibend waren die vergangenen Jahre für meine liebe Frau, meine Familie sowie meine Freunde, die dieses Werk in allen Phasen mit jeder möglichen Unterstützung bedacht haben. Ihnen gilt mein besonderer Dank.

Peer Kaleth

Lebenslauf

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