

Artefakt-Verhalten von dentalen Keramik- und Titanimplantaten im MRT

Artifact Properties of Dental Ceramic and Titanium Implants in MRI

Autoren

Margit-Ann Geibel¹, Benjamin Gelißen², Anna-Katinka Bracher³, Volker Rasche³

Institute

- 1 Oral and Maxillofacial Surgery, Ulm-University, Ulm Germany
- 2 Dental Office Benjamin Gelißen, Schwerin, Germany
- 3 Internal Medicine II, Ulm-University, Ulm, Germany

Key words

peri-implantitis, magnetic resonance imaging, ceramic implant, titanium implant, three-dimensional imaging, artifacts

eingereicht 21.12.2017

akzeptiert 19.09.2018

Bibliografie

DOI <https://doi.org/10.1055/a-0755-2374>

Online-Publikation: 12.11.2018

Fortschr Röntgenstr 2019; 191: 433–441

© Georg Thieme Verlag KG, Stuttgart · New York

ISSN 1438-9029

Korrespondenzadresse

Prof. Margit-Ann Geibel

Zahnheilkunde, Universität Ulm, Albert-Einstein-Allee 11, 89081 Ulm, Germany

Tel.: ++49/7 31/50 06 43 03

Fax: ++49/7 31/50 06 43 02

margrit-ann.geibel@uniklinik-ulm.de

ZUSAMMENFASSUNG

Ziel Untersuchung der Darstellbarkeit von dentalen Titan- und Keramikimplantaten mittels verschiedener, räumlich isotrop aufgelöster 3-dimensionaler magnetresonanztomografischer (MRT) Untersuchungsmethoden.

Material und Methoden 21 dentale Implantate (7 aus Keramik, 14 aus Titan) wurden in vitro mit einer räumlich isotrop aufgelösten 3-dimensionalen Gradientenecho (FFE), einer Turbo-Spinecho (SE) und einer Ultra-Short-Echo-Time (UTE)-Messtechnik gescannt. Die resultierenden absoluten Volumina der Implantate wurden quantifiziert und der relative Fehler zum theoretischen Volumen berechnet.

Ergebnisse Keramikimplantate und deren Peripherie konnten in allen Fällen gut dargestellt werden. Es resultierte ein mittlerer Fehler von $5,4 \pm 2,3\%$ (UTE) bis $6,5 \pm 4,3\%$ (FFE). Es wurde keine signifikante Differenz zwischen den untersuchten Messmethoden beobachtet. Der Übergang zwischen Im-

plantat und umgebender Agarose konnte in allen Fällen Artefakt-frei dargestellt werden. Titanimplantate resultierten in Fehlern zwischen $1314 \pm 350\%$ (FFE) und $2157 \pm 810\%$ (SE). Hier wurden signifikante Unterschiede zwischen der FFE und der SE und zwischen der UTE und der SE-Sequenz beobachtet. Die Peripherie der Implantate konnte in keinem Fall dargestellt werden.

Schlussfolgerungen Die Anwendung der MRT-Technik zur Diagnostik von Periimplantitis, Beurteilung anatomischer Strukturen und Planung dentaler Implantation ist derzeit sehr limitiert, könnte aber vermehrt genutzt werden, sofern keine störenden oder die Bildgebung störenden Materialien im Bereich der region-of-interest vorhanden sind. Die MRT-Technologie ist für Fragestellungen, die Titanimplantate betreffen, nicht geeignet. Bei Verwendung von Keramikimplantaten ist die MRT-Technologie eine Option.

Kernaussagen

- Die MRT erlaubt die Artefakt-freie Darstellung von dentalen Keramikimplantaten.
- Bei Titanimplantaten resultieren die größten relativen Fehler bei der SE-Technik.
- Die UTE-Technik zeigt keine signifikanten Verbesserungen im Artefakt-Verhalten gegenüber der FFE-Technik.

Zitierweise

- Geibel M, Gelißen B, Bracher A et al. Artifact Properties of Dental Ceramic and Titanium Implants in MRI. Fortschr Röntgenstr 2019; 191: 433–441

ABSTRACT

Aim Assessment of the visualization of titanium and ceramic dental implants using various isotropic three-dimensional magnetic resonance imaging (MRI) methods.

Materials and Methods 21 dental implants (7 ceramic, 14 titanium) were scanned in vitro with a spatially isotropically resolved three-dimensional gradient echo (FFE), a turbo spin echo (SE) and an ultra-short-echo time (UTE) imaging technique. The resulting absolute volumes of the implants were quantified and the relative error to the theoretical volume was calculated.

Results Ceramic implants and their periphery could be displayed well in all cases. The observed mean relative error results were $5.4 \pm 2.3\%$ (UTE) to $6.5 \pm 4.3\%$ (FFE). No significant difference was observed between the investigated MRI meth-

ods. The transition between implant and surrounding agarose could be shown in all cases without artifacts. Titanium implants resulted in mean relative errors between $1314 \pm 350\%$ (FFE) and $2157 \pm 810\%$ (SE). Here, significant differences were observed between the FFE and the SE and between the UTE and the SE sequence. The periphery of the implants could not be displayed in any case.

Conclusion Use of the MRI technique for the diagnosis of peri-implantitis, the assessment of anatomical structures and planning of dental implantation is currently very limited but could be used more frequently, provided there are no disturbing or imaging-disturbing materials in the region of interest. MRI technology is not suitable in case of titanium implants. When using ceramic implants, MRI technology is an option.

Einleitung

In der Gruppe der 65–74-jährigen sind 12,4% zahnlos [1]. Aufgrund der Bedeutung von Implantaten für die orale Rehabilitation nach dem Verlust von natürlichen Zähnen [2] ist eine präoperative, aussagekräftige Bildgebung für eine optimale Therapieplanung mit maximaler Reduzierung der Risiken und Vorhersagbarkeit von Langzeiterfolgen Grundvoraussetzung [3, 4]. Hier könnte die MRT aufgrund der Darstellung auch von Weichteilstrukturen einen wichtigen Beitrag leisten [5].

Das größte Problem in der Versorgung mit Implantaten besteht im Risiko einer periimplantären Infektion. Die zunehmende Prävalenz der Periimplantitis [6] führt als Endresultat immer häufiger zum Implantat-Verlust [7]. Daher ist eine frühzeitige Darstellung der periimplantären Infektion wünschenswert. Der aktuelle Goldstandard zur Darstellung von Implantaten basiert auf röntgenologischen Verfahren wie der Panoramaschichtaufnahme (► **Abb. 1a**) oder der klassischen Bissflügel-Röntgenaufnahme (► **Abb. 1b, c**).

In den klassischen Verfahren sind die Implantate zwar gut darstellbar, aufgrund der 2-dimensionalen Messtechnik gehen jedoch relevante Informationen entlang der Projektionsrichtung verloren und 3-dimensionale diagnostische Bildgebungsverfahren rücken zunehmend in den Fokus der Untersuchungen [3, 4]. Die S3-Leitlinie kommt in Bezug auf die Prävalenz der periimplantären Infektionen und ihren Resultaten zu dem Schluss, dass die Kosten einer Prävention im Vorfeld einer Periimplantitis kostengünstiger sind als die Therapie einer manifestierten Erkrankung. So sind die Autoren der Leitlinie der Meinung, dass die 3-dimensionale Bildgebung (v. a. das DVT) bei der Darstellung von Defektkonfigurationen von fortgeschrittenen und komplexen Läsionen und für die Behandlungsplanung sowie den Therapieentscheid zum Einsatz kommen sollte [8].

Allerdings erscheint die Bildgebung mittels DVT zur Beurteilung der Osseointegration problematisch. Neben der resultierenden Strahlenbelastung für den Patienten ist die Beurteilung von inflammatorischen Prozessen aufgrund des limitierten Weichteilkontrastes und generell die Darstellung der Implantat-Grenze aufgrund von Auslöschungsartefakten sowohl für Titan als auch für keramische Implantate häufig nicht möglich (► **Abb. 2**).

Aufgrund der kontrastreichen Visualisierung von Weichgeweben stellt die MRT hier eine attraktive strahlenfreie Alternative dar [4, 5, 9–14]. Allerdings ist das MRT-Verfahren durch seine Sensitivität gegenüber Metallen und daraus resultierender Auslöschungsartefakte limitiert [2, 15]. In den meisten Fällen sind Tita-

niplantate nicht zu beurteilen, Keramikimplantate erscheinen jedoch Artefakt-frei (► **Abb. 3**).

Eine starke Abhängigkeit der resultierenden Artefakte von dem dentalen Material und der verwendeten Sequenz wurde beobachtet [14, 16–21].

Zur Evaluierung der prinzipiellen Anwendbarkeit der MRT zur Darstellung des Implantat-Verhaltens nach Implantation wurden im Rahmen der vorliegenden Studie verschiedene 3-dimensionale MR-Messesequenzen (Spinecho (SE), Gradientenecho (GE), Ultrashort-TE (UTE)) mit isotroper räumlicher Auflösung bzgl. der resultierenden Artefakte für Titan- und Keramikimplantate verglichen.

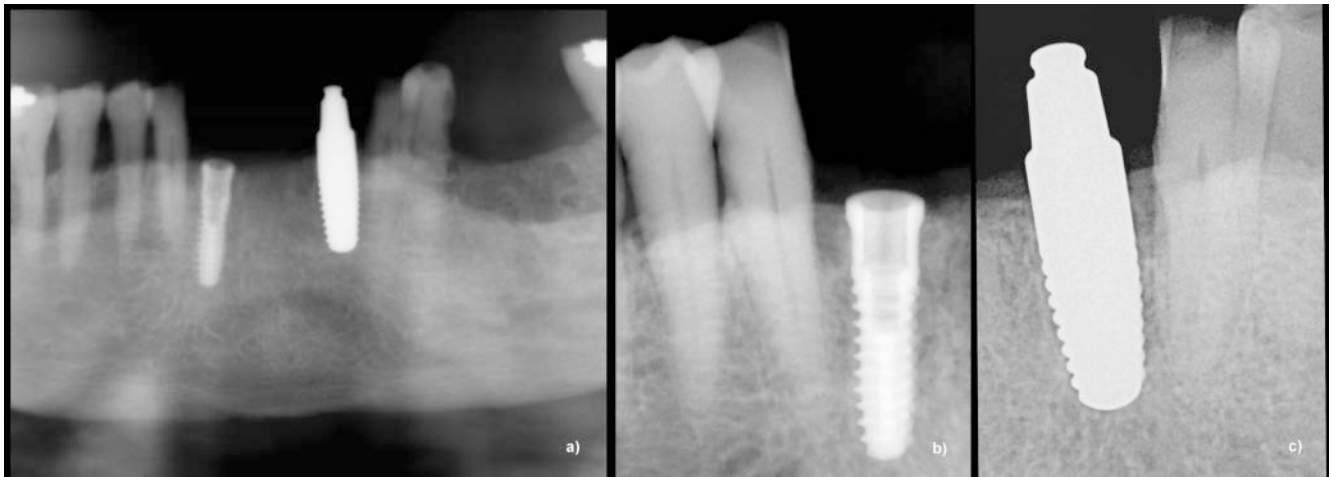
Material und Methoden

Implantate

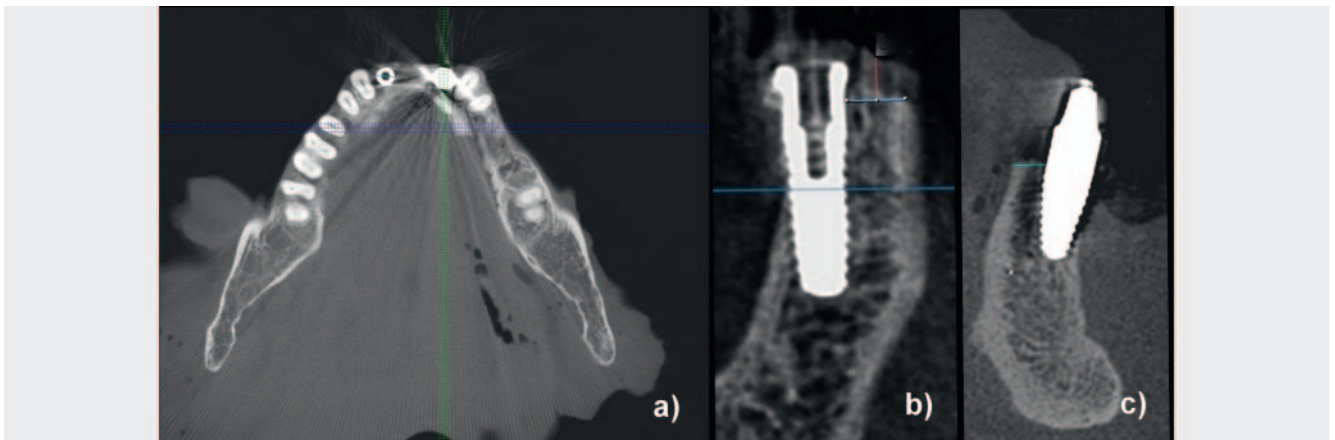
Es wurden insgesamt 8 (2 Keramik (#1, #8), 6 Titan (#2–#7)) verschiedene Implantat-Typen untersucht (s. ► **Tab. 1**). In 3 Fällen wurden mehrere Implantate (#3, 7; #6, 3; #8, 6) desselben Typs untersucht, wobei bei #3 und #8 Implantate aus je 2 unterschiedlichen Chargen eingeschlossen wurden. Um möglichst realistische Bedingungen zu erreichen, wurden alle Implantate sterilen Verpackungen entnommen bzw. unmittelbar vor dem Experiment sterilisiert. Die Implantate wurden einzeln in einen verschließbaren, durchsichtigen Probenbehälter in Agarose (SERVA® tablets (Serva, Heidelberg), 0,5 g/tablet, molecular biology grade) eingebettet und anschließend mit dem standardisierten MR-Protokoll untersucht.

MR – Messprotokoll

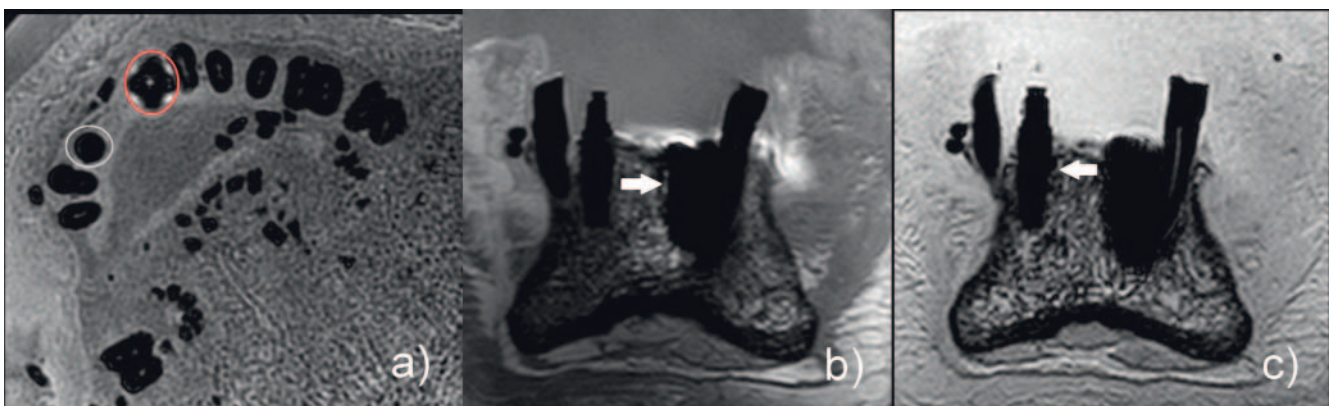
Alle Daten wurden mit einem klinischen 3T-Ganzkörper-MRT (Achieva 3T, Philips Healthcare, Best, The Netherlands) erfasst. Zur Messung wurden die in Agarose eingebetteten Implantate auf ein Segment einer 2 × 2-Kanal-Karotidenspule in zufälliger Orientierung fixiert. Das Messprotokoll umfasste 3-dimensionale, räumlich isotrop aufgelöste Sequenzen. Als klinisch etablierte Sequenzen wurden eine T1-gewichtete Turbo-Spinecho (SE) und eine entsprechende *steady-state*-Gradientenecho (FFE) -Sequenz verwendet. Zusätzlich wurde als spezielle Technik zur Reduktion von metallinduzierten Signalauslöschungen eine *ultrashort*-TE (UTE) -Sequenz [21] untersucht. Detaillierte Aufnahmeparameter sind in ► **Tab. 2** dargestellt.



► **Abb. 1** Darstellung eines Titanimplantats in regio 42 **b** und eines Keramikimplantats in regio 32 **c** im OPG **a** und in der Mundfilm-Aufnahme (**b, c**).



► **Abb. 2** DVT-Darstellung eines Titanimplantats (42, **b**) und eines Keramikimplantats (32, **c**). Zu beachten sind die starken Metall-Artefakte in **a**.



► **Abb. 3** MRT-Darstellung eines Titanimplantats (42, roter Kreis in **a**, Pfeil in **b**) und eines Keramikimplantats (32, weißer Kreis in **a**, Pfeil in **c**). Zu beachten sind die nur lokalen Artefakte im Bereich des Titan- und die Artefakt-freie Darstellung des Keramikimplantats in **a**.

► **Tab. 1** Verwendete Implantate (#1 Ziterion, #2 – 8 Bredent).

Implantat-Nummer	Modellbezeichnung	Implantat-Durchmesser	Implantat-Länge
#1	ZI510H®	5,0 mm	10 mm
#2	bSKY4010®	4,0 mm	10 mm
#3 (7 Stück)	SKY4514®	4,5 mm	14 mm
#4	bSKY4012®	4,0 mm	12 mm
#5	bSKY3514®	3,5 mm	14 mm
#6 (3 Stück)	SKY4512®	4,5 mm	12 mm
#7	bSKY4510®	4,5 mm	10 mm
#8 (6 Stück)	White Sky SKY4512C®	4,5 mm	12 mm

► **Tab. 2** Zusammenfassung der relevanten MR-Parameter.

Mess-Parameter	UTE	SE	FFE
FOV RL/FH (mm)	120	120	120
AP (mm)	120	30	60
Voxelgröße RL/FH/AP (mm)	0,5	0,5	0,5
TR/TE (ms)	12/0,14 (3-fach überabgetastet)	419/11 (4 Echos)	5,5/2,0
Total scan duration	31 m 41 s	25 m 8 s	2 m 38 s
BW (Hz)	656,5	444,6	1883,2

Datenanalyse

Ein Vergleich der Sequenzen und Implantate erfolgte anhand der resultierenden Volumina der Implantate inklusive Signalauslöschungen in den akquirierten Volumendatensätzen. Diese wurden mittels einer *region-growing*-Technik semiautomatisch mittels ITK-Snap® Version 2.2.0 segmentiert. Zur Unterstützung der Segmentierung wurden im Bereich der Implantate manuelle *seed-points* zur Unterstützung des *region-growing*-Algorithmus gesetzt. Der Vergleich der verschiedenen Implantate und Messtechniken erfolgte durch die Bestimmung des relativen Fehlers im Vergleich mit den von den Herstellern zur Verfügung gestellten realen Volumina der Implantate.

Statistische Signifikanzen der Ergebnisse wurden mittels eines 2-seitigen gepaarten *students-t-test* untersucht. Unterschiede mit p-Werten kleiner als 0,05 wurden als signifikant interpretiert.

Ergebnisse

Die Messungen konnten in allen Implantaten erfolgreich durchgeführt werden. ► **Abb. 4** zeigt beispielhaft die zentrale Schicht des Implantats, dargestellt für die untersuchten MR-Techniken und je ein Titan- und Keramikimplantat.

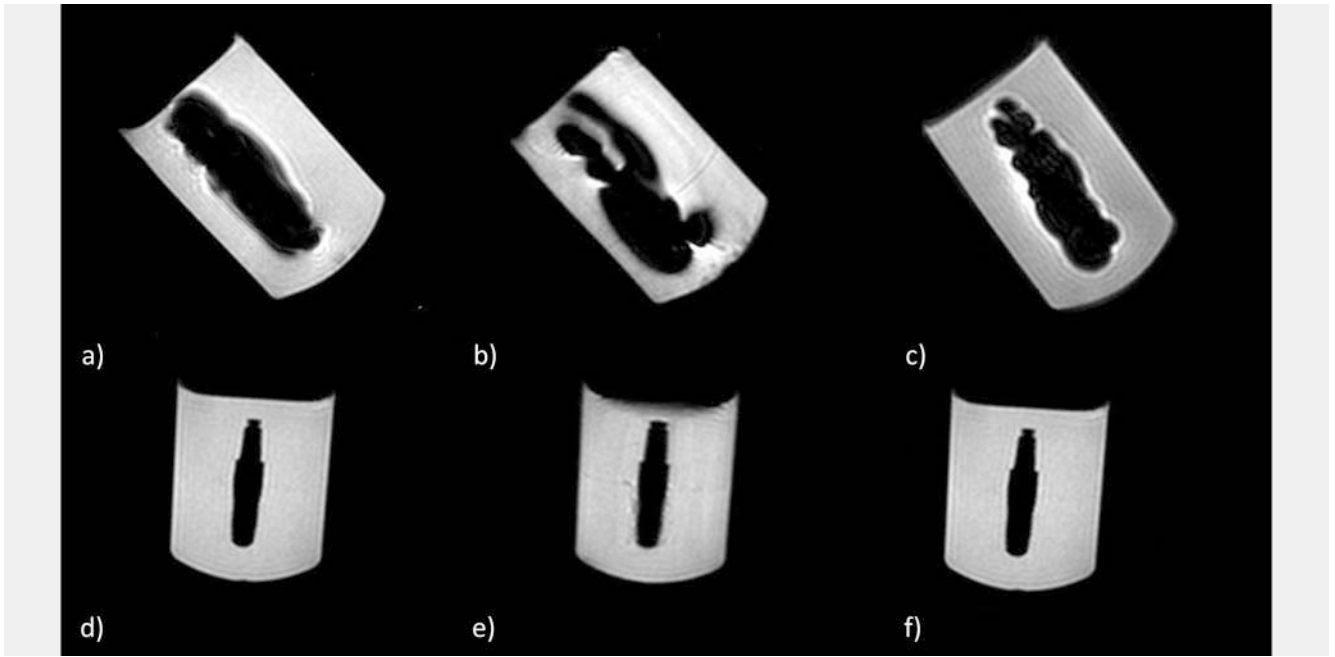
Für alle Titanimplantate wurden deutliche Auslöschungsartefakte und Deformationen beobachtet. Auch wenn eine Abhängigkeit der resultierenden Artefakte von der Orientierung und dem

Implantat beobachtet wurde, war eine Beurteilung der direkten Peripherie der Implantate in keinem der untersuchten Fälle möglich. Weitreichende Artefakte, wie z. B. bei der DVT beobachtet (► **Abb. 2a**), resultierten nicht. Auftretende Artefakte waren auf die lokale Umgebung der Implantate beschränkt.

Bei den Keramikimplantaten konnten keine Artefakte beobachtet werden und auch die Peripherie der Implantate war gut beurteilbar. Einschränkungen resultierten lediglich aus der recht moderaten räumlichen Auflösung von 0,5³ mm³.

Die quantitative Analyse der Implantate ist in den ► **Tab. 3 – 7** zusammengefasst. Der direkte Vergleich der quantifizierten Volumina in den MR-Daten mit den theoretischen Werten (Titan, ► **Tab. 3**; Keramik, ► **Tab. 5**) und die resultierenden relativen Fehler (Titan ► **Tab. 4**; Keramik ► **Tab. 6**) unterstreichen den qualitativen Eindruck der Bilder. Unabhängig von der Messesequenz wurde im Mittel bei Titanimplantaten ein relativer Fehler von mehr als 1000 % beobachtet. Bei den Keramikimplantaten resultierten mittlere Fehler von nur 5 %. Signifikante Unterschiede zwischen den MR-Messesequenzen wurden zwischen FFE und SE ($p < 0,001$), UTE und SE ($p < 0,01$), aber nicht zwischen FFE und UTE ($p = 0,47$) für die Titanimplantate festgestellt. Signifikante Unterschiede bei den Keramikimplantaten resultierten nicht.

Der direkte Vergleich zwischen dem theoretischen Implantatvolumen mit den MRT-Messungen ist hoch signifikant ($p < 0,001$) für alle Titanimplantate und Messesequenzen. Für die Keramikim-



► **Abb. 4** MRT-Darstellung eines Titanimplantats (#6, a – c) und Keramikimplantats (#1, d – f), erfasst mit FFE (a, d), SE (b, e) und UTE (c, f).

► **Tab. 3** Theoretisches (tats. Vol.) und resultierendes Volumen (dig. Vol.) der Titanimplantate mittels der untersuchten MR-Sequenzen.

Impl. no.	tats. Vol. [mm ³]	dig. Vol. FFE [mm ³]	dig. Vol. SE [mm ³]	dig. Vol. UTE [mm ³]
#2	76,39	977,62	1412,27	878,95
#3A_1.Ch	143,73	1840,74	2884,66	1244,22
#3B_1.Ch	143,73	1846,15	4066,83	2620,81
#3C_1.Ch	143,73	2166,51	4200,02	3116,91
#3A_2.Ch	143,73	1628,85	2564,22	2506,02
#3B_2.Ch	143,73	1903,43	2576,62	1294,79
#3C_2.Ch	143,73	2646,00	4790,89	2744,59
#3D_3.Ch	143,73	1706,86	1894,40	2447,09
#4	90,91	1039,95	1354,20	1134,07
#5	80,53	880,08	1210,67	763,50
#6A	122,23	2506,31	2086,87	1638,13
#6B	122,23	2271,29	4327,23	3438,55
#6C	122,23	2281,90	4416,76	1707,26
#7	102,28	976,27	1960,93	989,12

plantate wurden signifikante Unterschiede für FFE ($p < 0,05$) und SE ($p < 0,05$), jedoch nicht für UTE ($p = 0,06$) beobachtet.

Mittelwerte und Standardabweichung der mehrfach untersuchten Implantate (#3, #6, #8) sind in ► **Tab. 7** dargestellt. Auch bei den Resultaten der mehrfach gemessenen Implantate fällt bei den Titanimplantaten die große Streuung der Ergebnisse auf. Interessanterweise treten die größten Variationen bei der SE-Sequenz auf. Bei der FFE-Sequenz trat die geringste Streuung auf.

Diskussion

Die Möglichkeiten der 3-dimensionalen Darstellung von Titan- und Keramikimplantaten und deren umgebenen Strukturen mittels der MRT wurden für verschiedene MR-Sequenzen untersucht. Interessanterweise zeigte sich, dass bei der SE-Technik die stärkste Variation und auch die größten Fehler für alle Implantat-Typen resultierte. UTE und FFE zeigten keine signifikanten Unterschiede. Signifikante Unterschiede wurden allerdings nur bei den Titanimplantaten beobachtet. Dieses ist mit hoher Wahrscheinlichkeit

► **Tab. 4** Resultierender relativer Fehler der Titanimplantate mittels der untersuchten MR-Sequenzen.

Impl. no.	Fehler FFE [%]	Fehler SE [%]	Fehler UTE [%]	Mittlerer Fehler (Standardabweichung) [%]
#2	1179,85	1748,86	1050,67	1326 (371)
#3A_1.Ch	1180,71	1907,03	765,68	1285 (578)
#3B_1.Ch	1184,48	2729,53	1723,45	1879 (784)
#3C_1.Ch	1407,36	2822,20	2068,62	2099 (707)
#3A_2.Ch	1033,29	1684,08	1643,59	1454 (363)
#3B_2.Ch	1224,33	1692,71	800,86	1239 (446)
#3C_2.Ch	1740,98	3233,30	1809,58	2261 (842)
#3D_3.Ch	1087,56	1218,05	1602,58	1302 (267)
#4	1043,88	1389,54	1147,41	1194 (177)
#5	992,90	1403,43	848,13	1081 (288)
#6A	1950,44	1607,29	1240,17	1599 (355)
#6B	1758,16	3440,15	2713,11	2637 (844)
#6C	1766,84	3513,40	1296,73	2193 (1167)
#7	854,54	1817,28	867,10	1179 (552)

► **Tab. 5** Theoretisches (tats. Vol.) und resultierendes Volumen (dig. Vol.) der Keramikimplantate mittels der untersuchten MR-Sequenzen.

Impl. no.	tats. Vol. [mm ³]	dig. Vol. FFE [mm ³]	dig. Vol. SE [mm ³]	dig. Vol. UTE [mm ³]
#1	221,93	249,20	242,19	237,30
#8A_1.Ch	239,69	258,75	247,72	256,14
#8B_1.Ch	239,69	247,60	252,07	257,73
#8C_1.Ch	239,69	257,88	257,86	225,75
#8A_2.Ch	239,69	243,35	226,64	258,86
#8B_2.Ch	239,69	272,93	256,67	255,32
#8C_2.Ch	239,69	251,51	257,97	242,95

► **Tab. 6** Resultierender relativer Fehler der Keramikimplantate mittels der untersuchten MR-Sequenzen.

Impl. no.	Fehler FFE [%]	Fehler SE [%]	Fehler UTE [%]	Mittlerer Fehler (Standardabweichung) [%]
#1	12,29	9,13	6,92	9,4 (2,7)
#8A_1.Ch	7,95	3,35	6,86	6,1 (2,4)
#8B_1.Ch	3,30	5,17	4,72	4,4 (1,0)
#8C_1.Ch	7,59	7,58	5,81	7,0 (1,0)
#8A_2.Ch	1,53	5,45	8,00	5,0 (3,3)
#8B_2.Ch	10,89	7,09	3,74	7,2 (3,6)
#8C_2.Ch	2,03	7,63	1,36	3,7 (3,4)

► **Tab. 7** Mittelwert und Standardabweichung (in Klammern) des Volumens und des relativen Fehlers für die Titan (#3, #6) und Keramik (#8)-Implantat-Serien.

Mittelwerte	#3	#6	#8
Volumen FFE [mm ³]	1962 (345)	2532 (132)	255 (10)
Volumen SE [mm ³]	3282 (1067)	3610 (1320)	249 (12)
Volumen UTE [mm ³]	2282 (725)	2261 (1012)	249 (12)
Fehler FFE [%]	1265 (855)	1825 (108)	5,6 (3,8)
Fehler SE [%]	2183 (1817)	2853 (1080)	6,0 (1,7)
Fehler UTE [%]	1487 (867)	1750 (867)	5,1 (2,4)

durch die starken Störungen des Magnetfeldes durch die Titanimplantate hervorgerufen, die in Verbindung mit der geringen Bandbreite der Anregungs- und Re-Fokussierungspulse der SE-Sequenz nur eine unvollständige Anregung des umgebenden Gewebes erlauben.

Die nur geringen Standardabweichungen der Ergebnisse für die Keramikimplantate (FFE: $6,5 \pm 4,3\%$; SE: $6,4 \pm 2\%$; UTE: $5,3 \pm 2,3\%$) indizieren eine Lagen- und Orientierungsunabhängigkeit in diesem Implantat-Typ. Im Falle von Titanimplantaten wurde eine starke Abhängigkeit der auftretenden Artefakte von Lage und insbesondere Orientierung beobachtet, was durch die große Variabilität der Ergebnisse (FFE: $1766 \pm 348\%$; SE: $2157 \pm 810\%$; UTE: $1398 \pm 562\%$) dokumentiert ist.

Wie erwartet und auch durch andere Arbeiten belegt [11, 13, 15, 22, 23] verursachten alle Implantate aus Titan zum Teil sehr große Artefakte, welche eine Beurteilung der Implantat-Form und die Strukturen im Bereich des Implantats unmöglich machen. Daher ist die MRT-Technik im Bereich von Titanimplantaten aktuell noch keine Alternative zur herkömmlichen Bildgebung. Keramikimplantate und die nähere Umgebung um das Implantat lassen sich jedoch deutlich und exakt darstellen und die MRT könnte zur Kontrolle des Einheilungsprozesses von Keramikimplantaten als Alternative angedacht werden.

Bisherige Datenlage

Die bildgebende Diagnostik ist ein wesentlicher Bestandteil zur Reduktion von Implantationsrisiken [24–26]. Die präoperative Planung und postoperative Begutachtung von standardmäßig verwendeten Titanimplantaten mittels OPG entspricht derzeit dem klinischen Standard [27]. Im Gegensatz zu anderen Disziplinen [3, 4, 10–12, 28] limitiert die Anfälligkeit gegenüber metallinduzierten Artefakten [11, 14, 19] die Anwendung der MRT im Bereich der Dentalmedizin. Metallische Objekte erzeugen in der MRT Artefakte und Bildverzerrungen [11, 13, 15, 22]. Resultierende Artefakte variieren aufgrund unterschiedlicher Suszeptibilität der verwendeten Materialien, der Form und Ausrichtung des Objektes, der Materialzusammensetzung und der Magnetfeldstärke [10, 11, 14, 22, 29, 30].

Obwohl dentale Implantate aus Titan seit vielen Jahren als biokompatibel eingestuft werden und aufgrund ihrer positiven Materialeigenschaften den Goldstandard in der zahnärztlichen Implantologie darstellen [13, 31–33], erleben Keramikimplantate seit

einigen Jahren eine Renaissance [20, 23, 34, 35]. Verschiedene Studien haben eine hervorragende Osseointegration, hohe Biokompatibilität und eine positive Gewebsantwort nachgewiesen [35–39]. Ferner zeigen Studien einen Zusammenhang zwischen Titanimplantaten und allergischen Reaktionen, Entzündungen, hämatologischer und metabolischer Toxizität oder Hypersensibilitäten auf metallische Bestandteile [35–37, 39]. Die Keramikimplantate der neuen Generation eröffnen neue Möglichkeiten im Bereich der Implantologie.

Duttenhofer et al. untersuchten in einer In-vitro-Studie Titan- und Keramikimplantate mittels MRT im Vergleich zu herkömmlichen röntgenologischen Verfahren (OPG, DVT und CT) zur Beurteilung der Genauigkeit für präimplantologische Planung und postoperative Kontrollen [27]. Es konnte gezeigt werden, dass die präoperative Bildgebung bei allen Verfahren qualitativ gleich gut war. Titanimplantate führten im Gegensatz zu Keramikimplantaten zu starken Verzerrungen in der postoperativen Bildgebung.

Matsuura et al. untersuchten 6 verschiedene Typen von Keramiken, pures Titan und Titanlegierungen auf entstehende Suszeptibilitäts-Artefakte hin. Die Resultate belegten die Ergebnisse anderer Studien, denen zufolge alle getesteten Keramiken zu deutlich kleineren Artefakten führten als die untersuchten Metalle [40]. Sie kamen zu dem Schluss, dass Keramik das Biomaterial sei, welches am besten geeignet ist, Artefakte unter Verwendung der MRT zu reduzieren [40].

In dieser Arbeit wurde bestätigt, dass auch Titanimplantate massive Artefakte in allen untersuchten Messtechniken verursachen [11, 13, 15, 31], wohingegen sich alle untersuchten keramischen Implantate visuell Artefakt-frei darstellten. Es ist somit davon auszugehen, dass keramische Implantate mittels MRT detailgenau darstellbar sind. Somit kann die MRT als Alternative zum Goldstandard der Röntgen-Bildgebung dienen, solange sich keine metallischen Objekte in direkter Umgebung befinden [27].

Klinische Bedeutung

Eine Beurteilung der Peripherie von Titanimplantaten ist auch mit den untersuchten MRT-Verfahren nicht möglich. Die Ergebnisse zeigen jedoch, dass Keramikimplantate mittels verschiedener MRT-Methoden exakt darstellbar sind. Es ist klinisch davon auszugehen, dass, neben einer Beurteilung des Implantationsergebnisses, die MRT eine zunehmend relevante Rolle in der Beurteilung

des Einheilungsprozesses und der Diagnose bei periimplantären Komplikationen zumindest bei Keramikimplantaten spielen kann.

Limitationen

Der Einfluss der Lage und Orientierung der Implantate relativ zur Richtung des statischen Magnetfeldes wurde nicht systematisch untersucht. Aus der beobachteten Variabilität der Ergebnisse kann aber eine starke Abhängigkeit der Titanimplantat-induzierten Artefakte, insbesondere bzgl. der Orientierung, geschlossen werden.

Die verwendete Auswert-Methode umfasst nicht die Analyse möglicher Verzerrungen und es besteht die theoretische Möglichkeit, dass bei gleichem Volumen eine Verzerrung des untersuchten Implantats auftritt. Dieses wurde bei der visuellen Beurteilung der Ergebnisse nicht beobachtet, bedarf jedoch evtl. weitergehender Untersuchungen.

Ferner stellen die verwendeten Messsequenzen keine klinischen Routinesequenzen dar. Es wurde keine Beschleunigung mittels Unterabtastung (parallele Bildgebung, compressed sensing) verwendet und die geometrisch isotrope Abdeckung des Messvolumens resultiert insbesondere für die Spinecho- und UTE-Technik in klinisch kaum akzeptierbaren Messzeiten.

Schlussfolgerung

Die Ergebnisse dieser Untersuchung haben gezeigt, dass die MRT-Technologie bei der Beurteilung von inserierten Keramikimplantaten eine Alternative zur herkömmlichen Radiologie, zum CT und zum DVT sein könnte, da sich diese im Gegensatz zu Titanimplantaten inklusive der periimplantären Region in vitro gut darstellen lassen. Somit ergibt sich die Möglichkeit, bei periimplantären Komplikationen ohne Strahlenbelastung und mit verbesserter Darstellung der umgebenden Weichteile durch die 3-dimensionale Darstellung der Implantat-Peripherie für die Diagnose und Therapieentscheidung relevante Informationen zu generieren.

Interessenkonflikt

Die Autoren geben an, dass kein Interessenkonflikt besteht.

Literatur

- Jordan AR, Micheelis W. Fünfte Deutsche Mundgesundheitsstudie (DMS V). Materialienreihe Bd. 35, Institut der Deutschen Zahnärzte (Hrsg.), Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag DÄV; 2016
- Schwenzer N, Ehrenfeld M. Chirurgische Grundlagen. 4. Aufl Stuttgart: Thieme; 2008: 118–165. doi:10.1055/b-00000021
- Scherer P, Neugebauer J, Ritter L et al. Indikationen für die 3-dimensionale Bildgebung in der Zahnheilkunde. ZWR 2007; 116: 219–230. doi:10.1055/s-2007-983917
- Schulze R. DVT-Diagnostik in der Implantologie: Grundlagen-Fallstricke. ZMK Zahnheilkunde, Management, Kultur (15.02.2011). Im Internet: https://www.zmk-aktuell.de/fachgebiete/implantologie/story/dvt-diagnostik-in-der-implantologie-grundlagen-fallstricke__404.html. Stand: 03.02.2017
- Geibel MA, Schreiber E, Bracher AK et al. Characterisation of apical bone lesions: Comparison of MRI and CBCT with histological findings – a case series. Eur J Oral Implantol 2017; 10: 197–211
- Schwarz F, Becker J. Periimplantäre Infektionen – Ein Update zur Epidemiologie, Ätiologie, Diagnostik, Prävention und Therapie. Implantologie 2015; 23: 247–259
- Mombelli A, Lang NP. (1998). The diagnosis and treatment of peri-implantitis. Periodontology 2000; 17: 63–76. doi:10.1111/j.1600-0757.1998.tb00124.x
- Schwarz F, Becker J. Die Behandlung periimplantärer Infektionen an Zahnimplantaten. S3-Leitlinie (Langversion). AWMF-Registernr. 083-023. 2016: 5–14
- Geibel MA, Schreiber ES, Bracher AK et al. Assessment of apical periodontitis by MRI: a feasibility study. Rofo 2015; Apr 187: 269–275
- Abbaszadeh K, Heffez LB, Mafez MF. Effect of interference of metallic objects on interpretation of T1-weighted magnetic resonance images in the maxillofacial region. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2000; 89: 759–765
- Costa AL, Appenzeller S, Yasuda CL et al. Artifacts in brain magnetic resonance imaging due to metallic dental objects. Medicina Oral Patologia Oral Y Cirugia Bucal 2009; 14: 278–282
- Gray CF, Redpath TW, Smith FW et al. Advanced imaging: Magnetic resonance imaging in implant dentistry. Clin Oral Implants Res 2003; 14: 18–27. doi:10.1034/j.1600-0501.2003.140103.x
- Harris TMJ, Faridrad MR, Dickson JAS. The Benefits of Aesthetic Orthodontic Brackets in Patients Requiring Multiple MRI Scanning. J Orthod 2006; 33: 90–94. doi: 10.1179/146531205225021465
- Hilgenfeld T, Prager M, Schwindling FS et al. Artefacts of implant-supported single crowns – Impact of material composition on artefact volume on dental MRI. Eur J Oral Implantol 2016; 3: 301–308
- Shafiei F, Honda E, Takahashi H et al. Artifacts from Dental Casting Alloys in Magnetic Resonance Imaging. J Dent Res 2003; 82: 602–606. doi: 10.1177/154405910308200806
- Cortes AR, Abdala-Junior R, Weber M et al. Influence of pulse sequence parameters at 1.5 T and 3.0 T on MRI artefacts produced by metal-ceramic restorations. Dentomaxillofac Radiol 2015; 44: 20150136. doi: 10.1259/dmfr.20150136. Epub 2015 Jun 18. PubMed PMID: 26084475; PubMed Central PMCID: PMC4628425
- Burchardt DV, Borysewicz-Lewicka M. Disturbing effect of different dental materials on the MRI results: preliminary study. Acta Bioeng Biomech 2013; 15: 49–55. PubMed PMID: 24479695
- Tymofiyeva O, Vaegler S, Rottner K et al. Influence of dental materials on dental MRI. Dentomaxillofac Radiol 2013; 42: 20120271. doi: 10.1259/dmfr.20120271. Epub 2013 Apr 22. PubMed PMID: 23610088; PubMed Central PMCID: PMC3667526
- Eggers G, Rieker M, Kress B et al. Artefacts in magnetic resonance imaging caused by dental material. Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine/MAGMA 2005; 18: 103–111. doi:10.1007/s10334-005-0101-0
- Suh JS, Jeong EK, Shin KH et al. Minimizing artifacts caused by metallic implants at MR imaging: experimental and clinical studies. Am J Roentgenol 1998; 171: 1207–1213. doi:10.2214/ajr.171.5.9798849
- Bracher AK, Hofmann C, Bornstedt A et al. Ultrashort echo time (UTE) MRI for the assessment of caries lesions. Dentomaxillofac Radiol 2013; 42: 20120321. doi: 10.1259/dmfr.20120321. Epub 2013 Feb 18
- Shellock FG, Kanal E, Yasargil ■. Aneurysm clips: evaluation of interactions with a 1.5-T MR system. Radiol 1998; 207: 587–591. doi:10.1148/radiology.207.3.9609877
- Wang W, Jiang B, Wu X et al. Influences of three types of dental ceramic alloys on magnetic resonance imaging. Zhongguo Yi Xue Ke Xue Yuan Xue Bao 2010; 32: 276–279. doi:10.3881/j.issn.1000-503X.2010.03.008

- [24] Köhler SG. Risiken, Fehler und Komplikationen. *Implantologie* 2008; 32: 12–18
- [25] Hassfeld S, Streib S, Sahl H et al. Low-dose-Computertomografie des Kieferknochens in der präimplantologischen Diagnostik. *Mund Kiefer Gesichts Chir* 1998; 2: 188–193. doi:10.1007/s100060050057
- [26] Brüllmann D, Schulze R. Zukünftige Entwicklungen in der digitalen dentalen Volumentomografie–Teil 2. *Apollonia*, 2011. 12: 00
- [27] Duttenhoefer F, Mertens ME, Vizkelety J et al. Magnetic resonance imaging in zirconia-based dental implantology. *Clin Oral Implants Res* 2014; 00: 1–8. doi: 10.1111/clr.12430
- [28] Schulze R. Aktueller Stand der digitalen Röntgentechnik. *ZM* 2006; 96: 42
- [29] Cortes AR, Abdala-Junior R, Weber M et al. Influence of pulse-sequence parameters at 1.5 T and 3.0 T on MRI artefacts produced by metal-ceramic restorations. *Dentomaxillofac. Radiol* 2015; 44: 20150136. doi: 10.1259/dmfr.20150136
- [30] Xu Y, Yu R. Comparison of magnetic resonance imaging artifacts of five common dental materials. *Hua xi kou Qiang yi xue za zhi* 2015; 33: 230–233
- [31] Idiyatullin D, Corum C, Moeller S et al. Dental Magnetic Resonance Imaging: Making the Invisible Visible. *J Endod* 2011; 37: 745–752. doi: 10.1016/j.joen.2011.02.022
- [32] Hubáľková H, Hora K, Seidl Z et al. Dental materials and magnetic resonance imaging. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2002; 10: 125–130
- [33] Tutton L, Goddard P. MRI of the teeth. *Br J Radiol* 2002; 75: 552–562. doi: 10.1259/bjr.75.894.750552
- [34] Siddiqi A, Payne AGT, De Silva RK et al. Titanium allergy: could it affect dental implant integration. *Clin Oral Implants Res* 2011; 22: 673–680. doi:10.1111/j.1600-0501.2010.02081.x
- [35] Assal P. The Osseointegration of Zirconia Dental Implants. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 2012; 123: 644–654
- [36] Hisbergues M, Vendeville S, Vendeville P. Zirconia. Established facts and perspectives for a biomaterial in dental implantology. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2009; 88: 519–529. doi:10.1002/jbm.b.31147
- [37] Hoffmann O, Angelov N, Zafirooulos G et al. Osseointegration of zirconia implants with different surface characteristics: an evaluation in rabbits. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012; 27: 352–358
- [38] Muddugangadhar BC, Amarnath GS, Tripathi S et al. Biomaterials for dental implants: An overview. *Intern J Oral Impl Clin Res* 2011; 2: 13–24
- [39] Stadlinger B, Hennig M, Eckelt U et al. Comparison of zirconia and titanium implants after a short healing period. A pilot study in minipigs. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2010; 39: 585–592. doi:10.1016/j.ijom.2010.01.015
- [40] Matsuura H, Inoue T, Konno H et al. Quantification of susceptibility artifacts produced on high-field magnetic resonance images by various biomaterials used for neurosurgical implants. *J Neurosurg* 2002; 97: 1472–1475. doi: 10.3171/jns.2002.97.6.1472