

C. K. Müller¹, P. Solcher¹, A. Peisker¹, M. Mtsariashvili¹, K. A. Schlegel², G. Hildebrand³, J. Rost³, K. Liefeith³, J. Chen⁴, S. Schultze-Mosgau¹

Vergleich der Osseointegration dentaler Zirkonoxidimplantate mit verschiedenen Gewindeparametern und Oberflächentopographien

Comparison of osseointegration of dental zirconoxid implants with different thread designs as well as surface topographies

Zielstellung: Titan stellt das derzeitige Standardmaterial in der Implantologie dar. Elektrochemische Korrosion, Sensibilisierungspotenzial sowie ästhetische Nachteile führten zur Untersuchung von Zirkonoxid als Alternativmaterial. Ziel vorliegender Studie war die Vergleichende Evaluation verschiedener Zirkonoxidimplantate in Bezug auf die Osseointegration.

Material und Methode: Insgesamt sechs verschiedene Implantatdesigns wurden evaluiert: (1) Titan, zylindrisch + Gewinde 1, Ra = 1,7 µm; (2) Zirkonoxid, zylindrisch + Gewinde 1, Ra = 1,7 µm; (3) Zirkonoxid, zylindrisch + Gewinde 2, Ra = 1,7 µm; (4) Zirkonoxid, konisch + Gewinde 2, Ra = 1,7 µm; (5) Zirkonoxid, zylindrisch + Gewinde 1, Ra = 0,3 µm und (6) Zirkonoxid, zylindrisch + Gewinde 1, Ra = 3,0 µm. Zehn Minischweinen wurden jeweils sechs verschiedene Implantate in die Ossa frontalia inseriert. Nach einer Standzeit von zwei und vier Monaten erfolgte die Probenentnahme und Aufarbeitung mittels Mikroradiographie.

Ergebnisse: Bezüglich des mikroradiographisch ermittelten Bone-Implant-Contact (BIC) ergaben sich keine signifikanten Unterschiede zwischen Titan und Zirkonoxid. Innerhalb der Gruppe der Zirkonoxidimplantate zeigten zylindrische Implantate unabhängig vom Gewinde zwei Monate p. op. einen signifikant ($p = 0,016$) höheren BIC als konische Implantate. In Bezug auf die Mikrostruktur wiesen Implantate mit einem mittleren Ra von 1,7 µm nach vier Monaten einen im Vergleich zu Implantaten mit geringem und hohem Ra signifikant höheren BIC auf ($p < 0,001$).

Aim: Titanium represents the current standard material in dental implantology. Electrochemical corrosion, sensitization potential as well as esthetic comprise resulted in the testing of zirconiumoxid as an alternative material. Taking this into account it was the aim of the present study to evaluate the osseointegration of different zirconiumoxid implants.

Materials and Methods: A total of six different implant designs was evaluated in the study: (1) titanium, cylindrical + thread design 1, Ra = 1.7 µm; (2) zirconiumoxid, cylindrical + thread design 1, Ra = 1.7 µm; (3) zirconiumoxid, cylindrical + thread design 2, Ra = 1.7 µm; (4) zirconiumoxid, conical + thread design 2, Ra = 1.7 µm; (5) zirconiumoxid, cylindrical + thread design 1; Ra = 0.3 µm and (6) zirconiumoxid, cylindrical + thread design 1, Ra = 3.0 µm. Six different implants were inserted in the frontal skull in each of ten minipigs. Biopsies were harvested after two and four months respectively and subjected to microradiography.

Results: No significant differences between titanium and zirconiumoxid were found regarding the microradiographically detected bone-implant-contact. Irrespective of the thread design cylindrical zirconiumoxid implants showed a higher BIC at the two month follow up than conic zirconiumdioxid implants. Among zirconiumoxid implants, those with an intermediate Ra value showed a significantly higher bone-implant-contact as compared with low (0.3 µm) and high (3 µm) Ra implants four months ($p < 0.001$) post op.

¹ Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie/Plastische Chirurgie, Universitätsklinikum Jena

² Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgische Klinik, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg

³ Institut für Bioprocess- und Analysemesstechnik (iba) e.V., Heilbad Heiligenstadt

⁴ Department of Dental Implantology, The Affiliated Stomatological Hospital of Fujian Medical University, Fuzhou, China

DOI 10.3238/ZZI.2011.0336

Schlussfolgerung: In Bezug auf den biologischen Prozess der Osseointegration konnte eine Gleichwertigkeit von Titan und Zirkonoxid im Rahmen der Studie nachgewiesen werden. Zylindrisches Implantatdesign und mittlere Oberflächenrauigkeit scheinen die Osseointegration zusätzlich zu fördern. Eine materialtechnische Gleichwertigkeit von Titan- und Zirkonoxidimplantaten unter Belastung sollte in weiterführenden Studien evaluiert werden.

Schlüsselwörter: Implantatmaterialien; Makrostruktur; Mikrostruktur

Einleitung

Die Langzeitstabilität eines dentalen Implantates wird maßgeblich durch dessen erfolgreiche knöcherne Einheilung (Osseointegration) bestimmt. Durch die Implantation entsteht ein chirurgisches Knochentrauma. Aus den verletzten Gefäßen austretendes Blut füllt den periimplantären Spaltraum und bildet ein Koagulum aus. Die für die Vorgänge der enossalen Heilung wichtigsten Bestandteile des Koagulums sind das Fibrin sowie die Blutplättchen. Blutplättchen lagern sich an die Implantatoberfläche und werden aktiviert. Es folgt die Degranulation und Freisetzung verschiedener Wachstumsfaktoren wie Platelet Derived Growth Factor (PDGF), Transforming Growth Factor (TGF)-beta, Serotonin und Histamin. Im periimplantären Koagulum entsteht ein Wachstumsfaktor-Gradient. Entlang dieses Gradienten wandern osteogene Progenitorzellen, durch die Fibrinmatrix geleitet, an die Implantatoberfläche. Die Zellen differenzieren zu Osteoblasten und synthetisieren einen kollagenfreien, mineralisierten Zementstreifen sowie eine kollagenhaltige Matrix, in die sie sich selbst einmauern.

Die Osseointegration von Zirkonoxidimplantaten sowie die morphologischen Reaktionen des umgebenden Gewebes werden in der Literatur weder in sich noch vergleichend schlüssig wiedergegeben [3]. Eine Knochenapposition findet grundsätzlich sowohl an Keramik- als auch an Titanoberflächen statt [10]. Im Rahmen von Untersuchungen des Implantat-Interfaces konnte bei Zirkonoxidimplantaten bislang keine bindegewebige, sondern stets eine knöcherne Einscheidung gefunden werden [18]. In einem vergleichenden Tierversuch konnten Kohal et

al. zeigen, dass Titan- und Zirkonoxidimplantate sich hinsichtlich ihrer osseointegrativen Ergebnisse entsprechen [11]. Auch die Heilungsergebnisse im umgebenden Weichgewebe divergierten nicht [11]. Biokeramiken können, den Ergebnissen von *Dubruille* et al. zufolge, sogar einen prozentual größeren Knochen-Implantat-Kontakt erreichen als Titan. Die Implantate ihrer Studie waren allerdings nicht primär stabil inseriert, sondern in mit Knochenzement aufgefüllte Bohrlöcher eingebracht [5]. In einem anderen Versuchsvorhaben brachten *Lee* et al. Zirkonoxidpartikel in die Oberfläche von Hydroxylapatit (HA)-beschichteten Implantaten ein und verglichen deren Osseointegration mit unbeschichteten Kontrollen. Eine direkte Apposition von neuem Knochengewebe wurde nur für die ausschließlich HA-beschichteten Implantate gesehen. In diesem Versuch wurde, im Gegensatz zu anderen Untersuchungen, die Fähigkeit zur Osseointegration durch Hinzufügen der Zirkonoxidphase regelrecht verhindert [12]. Demgegenüber verglichen *Hayashi* et al. Stahl mit bioinerten Keramiken und konnten keine signifikanten Unterschiede der Affinität von Knochen zu verschiedenen aktuell im Einsatz befindlichen Implantatmaterialien feststellen. Bioinerte Keramiken haben nach ihrer Erkenntnis eine vergleichbare Fähigkeit, einen Implantat-Knochen-Verbund zu erzielen wie Metalllegierungen. Sie bezeichneten in diesem Zusammenhang andere Studien mit divergierenden histologischen Ergebnissen als subjektiv, da sie bei jedem Implantat lediglich einen Teil des Interfaces charakterisieren [7].

Der Einfluss der Makro- und Mikrostruktur auf die Osseointegration von Zirkonoxidimplantaten wurde bislang

Conclusion: Regarding the biologic process of osseointegration titanium and zirconoxid showed equal properties in the present study. Cylindric implant design and intermediate surface roughness seemed to enhance osseointegration. However, the mechanical properties of zirconoxid under functional loading should be evaluated in further studies.

Keywords: implant materials; macrostructure; microstructure; zirconoxid

nicht vergleichend untersucht. Ziel vorliegender Studie ist daher die tierexperimentelle Evaluation von Zirkonoxidimplantaten mit verschiedenen Gewindeparametern und Oberflächenstrukturen.

Material und Methode

Prüfkörper

97 Dentalimplantate mit sechs verschiedenen Designs (Design 1, 2, 3, 5, 6 [n = 16]; Design 4 [n = 17]), die Unterschiede in Bezug auf Material, Makrostruktur sowie Mikro- und Nanostruktur aufwiesen, wurden vom Institut für Bioprozess- und Analysemesstechnik (iba) e. V., Heilbad Heiligenstadt, nach umfassender *in vitro* Testung der interessierenden Materialoberflächen zur Verfügung gestellt.

Neben Zirkonoxidimplantaten (aluminiumhaltiges, Yttrium-verstärktes, tetragonales Zirkonium Polykristall [Y-TZP]) wurden als „Goldstandard“ Implantate aus c. p. Titan getestet.

Makrostrukturell wurde ein Vergleich zwischen zylindrischen Implantaten mit Standardgewinde (Länge: 12 mm; Durchmesser: 4,3 mm), zylindrischen Implantaten mit einem durch Finite-Elemente-Analysen (FEM) optimierten Gewinde (Länge: 12 mm; Durchmesser: 4,3 mm) sowie konischen Implantaten mit optimiertem Gewinde (Länge: 11,5 mm; Durchmesser: 4,05 mm) geführt.

Die Oberflächenstrukturierung der Titanimplantate erfolgte abrasiv durch Abstrahlen sowie nachfolgende Säurebehandlung und resultierte in einem Mittenrauwert (Ra) der Oberfläche von 1,7 µm (SLA-ähnliche Oberfläche). In

Material	Titan		Zirkonoxidkeramik	
Makrostruktur	zylindrisch Standardgewinde 	zylindrisches Standardgewinde 	zylindrisch, optimiertes Gewinde 	konisch, optimiertes Gewinde 
Mikrostruktur Rauigkeit, Ra [µm]	1,7	0,3	3,0	1,7
Nanostruktur Spezifische Oberfläche, [%]	45,22	13,69	31,46	23,35

Bezug auf die Nanostruktur wiesen die Titanimplantate eine spezifische Oberfläche von 45,22 % auf. Zirkondioxidimplantate mit einem Mittenrauwert von 0,3 µm (spezifische Oberfläche: 13,69 %); 1,7 µm (spezifische Oberfläche: 23,35 %) und 3,0 µm (spezifische Oberfläche: 31,46 %) wurden untersucht. Während der Mittenrauwert von 0,3 µm ohne zusätzliche Oberflächenbehandlung allein durch das Fräsen des Gewindes erzeugt wurde, wurden die Mittenrauwerte von 1,7 und 3,0 µm durch zusätzliches Strahlen mit Zirkonoxidpulver hergestellt (Abb. 1). Alle Dentalimplantate wurden strahlensterilisiert vom jeweiligen Hersteller zur Verfügung gestellt.

Studiendesign

Das Studienprotokoll wurde vom Thüringer Landesamt für Lebensmittelsicherheit und Verbraucherschutz (TLLV), Bad Langensalza (Az: 02-032/09), vor Versuchsbeginn genehmigt.

Zehn weibliche Göttinger Minischweine (Ellegaard Göttingen Minipigs, Dalmose, Dänemark), 9–14 Monate alt, mit einem Gewicht zwischen 18,3 und 22,6 kg wurden in die Studie eingeschlossen. Jedem der Schweine wurden nach einem prädefinierten Insertionsprotokoll 9 (Tier 1, 2, 3) beziehungsweise 10 (Tier 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10) Implantate in das Os frontale inseriert. Nach zwei Monaten wurden bei vier Tieren und nach vier Monaten bei sechs Tieren die Ossa frontalia mit den inserierten Implantaten entnommen und bis zur wei-

teren Aufarbeitung bei –80°C schockgefroren (Abb. 2).

Chirurgisches Vorgehen

Alle Eingriffe erfolgten in Intubationsnarkose (ITN). Nach Rasur und Desinfektion wurde das Os frontale durch eine sagittale Inzision dargestellt. Das Implantatlager wurde mit Bohrern aufsteigenden Durchmessers aufbereitet und die Implantate mit einem maximalen Drehmoment von 30 Ncm mithilfe einer Drehmomentratsche eingebracht. Nach Verschluss der Implantate mit den korrespondierenden Abdeckschrauben erfolgten der einschichtige Wundverschluss in Einzelknopfnahttechnik mit Vicryl 1–0 (Ethicon, Norderstedt, Deutschland) sowie die Versiegelung der Wunde mit Aluminiumspray.

Postoperativ erhielten die Tiere eine Antibiose über vier Tage (Enrofloxazin [Baytril, Bayer, Leverkusen, Deutschland], 1–0–0, 200 mg i. m.; Ampicillin [Ampicillin-ratiopharm, Ulm, Deutschland], 1–0–1, 0,5 g i.v.) sowie über zwei Tage eine Schmerzmedikation (Phenylbutazon [Phenylbutazon, CP-Pharma, Burgdorf, Deutschland], 1–0–1, 0,6 g i.m.; Metamizol [Novacen, CP-Pharma, Burgdorf, Deutschland], 1–0–1, 2 g).

Nach zwei beziehungsweise vier Monaten wurden die Tiere durch eine i. v. Applikation von Pentobarbital (80 mg/kg Körpergewicht; Narcoren, Merial, Hallbergmoos, Deutschland) und Magnesiumsulfat (5 ml/kg Körpergewicht; DACRoth, Karlsruhe, Deutschland) befriedet. Es erfolgte die Entnahme der Schä-

Abbildung 1 Übersicht über die in der Studie verwendeten Implantatdesigns.

Figure 1 Summary of the implant designs used in the present study.

delkalotte en bloc mit den inserierten Implantaten. Bis zur weiteren Aufarbeitung wurden die Proben bei –80 °C gelagert.

Herstellung von Knochenschliffen

Unter Nutzung des Exakt-Trennschleifsystems 300 CP (EXAKT Advanced Technologies GmbH, Norderstedt, Deutschland) wurden die Kalotten in einzelne Knochenblöcke mit jeweils einem Implantat gesägt. Die gewonnenen Knochenblöckchen wurden mit Formalin fixiert, in einer aufsteigenden Alkoholreihe entwässert und in Technovit 9100 Neu (Heraeus Kulzer, Hanau, Deutschland), einem Zweikomponenten-Kaltpolymerisat auf Methylmetacrylatbasis, eingebettet. Mittels Trenn-Dünnschliff-Technik nach Donath und Breuner [4] wurden anschließend Knochenschliffe mit einer mittleren Dicke von 100 µm angefertigt.

Mikroradiographie und Bestimmung des BIC

Die Mikroradiographie erfolgte in der Technik nach Freitag et al. [6], die bereits in Vorstudien etabliert werden konnte [14,15]. Es folgte die sechsminütige Röntgenstrahlenexposition der Schliffe bei einer Stromstärke von 11 kV und einer Spannung von 0,25 mA im Faxitron Tischröntengerät (Rhode & Schwarz, Köln, Deutschland). Die Röntgenfilme (Kodak, Stuttgart, Deutschland) wurden entwickelt, als 1200 dpi, 12-bit Graustufenbilder gescannt (Epson Perfection 4990, Seiko Epson Corp., Seoul, Korea) und im tiff-

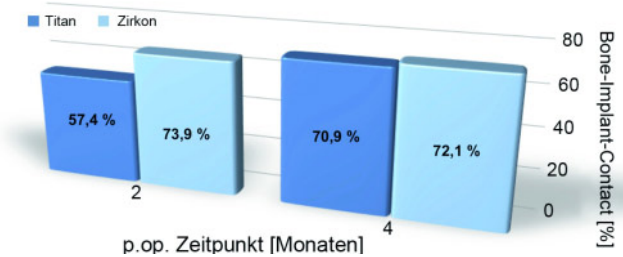
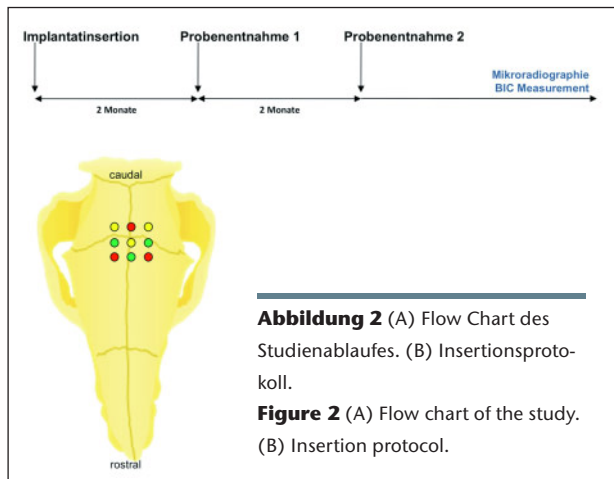


Abbildung 3 Säulendiagramm zur Darstellung des Einflusses des Implantatmaterials auf den Knochen-Implantat-Kontakt.

Figure 3 Bar plot showing the bone-implant-contact as a function of the implant material.

Format gespeichert. Die Bilder wurden mit der Software ImageJ 1.44p (National Institute of Health, Bethesda, USA) vermessen. Dazu wurden vier prädefinierte Stellen des Implantates zu Vermessung ausgewählt (Regions of Origin, ROI). In den ROIs wurde der Knochen-Implantat-Kontakt (BIC) nach Matsui et al. [13] als Prozentwert nach folgender Formel berechnet:

$$\text{BIC} [\%] = (\text{Implantatlänge in direktem Knochenkontakt} / \text{Gesamtimplantatlänge}^*) \times 10^2$$

Statistische Auswertung

Alle Ergebnisse wurden als Mittelwert und Standardabweichung (SD) dargestellt. Der Vergleich zwischen den Gruppen erfolgte mit Hilfe einer univariaten ANOVA mit SPSS V 15.0 für Windows (SPSS Inc, Chicago, IL, USA). Bei einem signifikanten Einfluss wurde ein paarweiser Vergleich mittels Tukey-post-hoc-Test durchgeführt. Ein p-Wert von $< 0,05$ wurde als signifikant betrachtet.

Ergebnisse

Einfluss des Materials

Nach zwei Monaten zeigten Titanimplantate einen BIC von 57,4 % (SD: 19,0 %), während Zirkonoxidimplantate einen BIC von 73,9 % (SD: 19,0 %) aufwiesen. Vier Monate nach Insertion betrug der BIC im Bereich von Titanimplantaten 70,9 % (SD: 19,0 %) und im Bereich von Zirkonoxidimplantaten 72,1 % (SD: 20,0 %). Ein signifikanter Unterschied

zwischen beiden Materialien konnte nicht gefunden werden (Abb. 3).

Einfluss der Makrostruktur

Zwei Monate nach Insertion zeigten zylindrische „Standardimplantate“ einen BIC von 67,9 % (SD: 21,4 %), zylindrische Implantate mit „optimiertem Gewinde“ einen BIC von 76,9 % (SD: 6,6 %) und konische Implantate mit „optimiertem Gewinde“ einen BIC von 38,2 % (SD: 9,4 %). Zylindrische Implantate mit Standardgewinde ($p = 0,035$) sowie optimiertem Gewinde ($p = 0,016$) zeigten einen signifikant höheren BIC als konische Implantate mit optimiertem Gewinde. Zwischen den zylindrischen Implantaten waren keine signifikanten Unterschiede festzustellen.

Nach vier Monaten enossaler Heilung ergab sich für zylindrische „Standardimplantate“ ein BIC von 67,3 % (SD: 21,5 %), für zylindrische Implantate mit „optimiertem Gewinde“ ein BIC von 85,2 % (SD: 18,7 %) und für konische Implantate mit optimiertem Gewinde ein BIC von 73,5 % (SD: 15,9 %). Zwischen den verschiedenen Designs konnten keine signifikanten Unterschiede nachgewiesen werden (Abb. 4).

Einfluss der Mikrostruktur

Zwei Monate nach Implantatinsertion zeigten Zirkonoxidimplantate mit einem Mittenrauwert von 0,3 μm einen BIC von 52,6 % (SD: 17,3 %), Implantate mit einem Mittenrauwert von 1,7 μm wiesen einen BIC von 71,1 % (SD: 21,9 %) auf und Implantate mit einem Mittenrauwert von 3,0 μm zeigten einen BIC von 61,9 % (SD: 20,3 %). Im

zweimonatigen Follow-up konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen den verschiedenen Designs festgestellt werden.

Vier Monate nach Insertion wiesen die Implantate mit einem Mittenrauwert von 0,3 μm einen BIC von 61,4 % (SD: 17,0 %) auf, Implantate mit einem Mittenrauwert von 1,7 μm zeigten einen BIC von 79,3 % (SD: 15,1 %) und Implantate mit einem Mittenrauwert von 3,0 μm zeigten einen BIC von 48,4 % (SD: 18,9 %), (Abb. 5). Implantate mit einem mittleren Ra von 1,7 μm zeigten einen signifikant ($p < 0,001$) höheren BIC als Implantate mit einem geringen Ra von 0,3 μm und einem hohen Ra von 3,0 μm .

Diskussion

Im Rahmen vorliegender Studie konnten keine Unterschiede zwischen Titan und Zirkonoxid in Bezug auf die Osseointegration festgestellt werden. Nach vier Monaten lag der BIC für beide Materialien über 60 %. Dies ist nach Albrektsson et al. Zeichen einer guten Osseointegration [1]. Diese Ergebnisse entsprechen den Daten von Semmerby et al. [19], die im Kaninchenmodell zeigen konnten, dass Y-TZP Implantate nach eineinhalb Monaten Einheilzeit im Femur sowie in der Tibia einen mit Titanimplantaten vergleichbaren BIC aufwiesen. Auch Schultze-Mosgau et al. konnten in ihrer Studie am Mischwein zeigen, dass Zirkonoxidendodontie-stifte einen mit Titanstiften vergleichbaren BIC nach 6-monatiger Einheilzeit im Unterkiefer aufweisen [18].

Obwohl zu erwarten ist, dass ähnlich wie bei Titan auch bei Zirkonoxid die Oberflächenstruktur eine wesent-

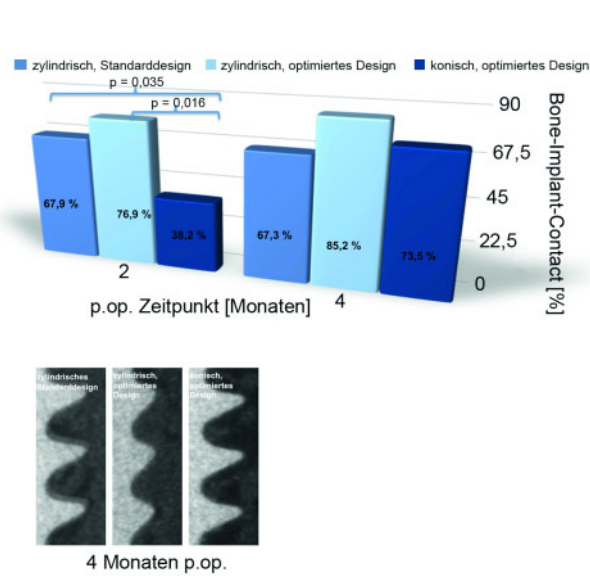


Abbildung 4 (A) Säulendiagramm zur Darstellung des Einflusses der Makrostruktur des Implantates auf den Knochen-Implantat-Kontakt. (B) Repräsentative Mikroradiographien zur qualitativen Darstellung des Knochen-Implantat-Kontaktes zwei Monate p. op.

Figure 4 (A) Bar plot showing the bone-implant-contact as a function of the implant macrodesign. (B) Representative microradiographic images illustrating the BIC as a function of the macrostructure two months post operation.

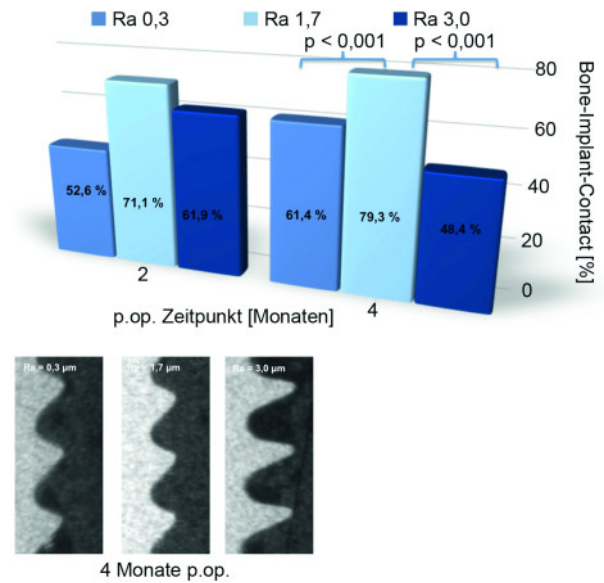


Abbildung 5 (A) Säulendiagramm zur Darstellung des Einflusses der Mikrostruktur des Implantates auf den Knochen-Implantat-Kontakt. (B) Repräsentative Mikroradiographien zur qualitativen Darstellung des Knochen-Implantat-Kontaktes vier Monate p. op.

Figure 5 (A) Bar plot showing the bone-implant-contact as a function of the implant microdesign. (B) Representative microradiographic images illustrating the BIC as a function of the microstructure four months post operation.

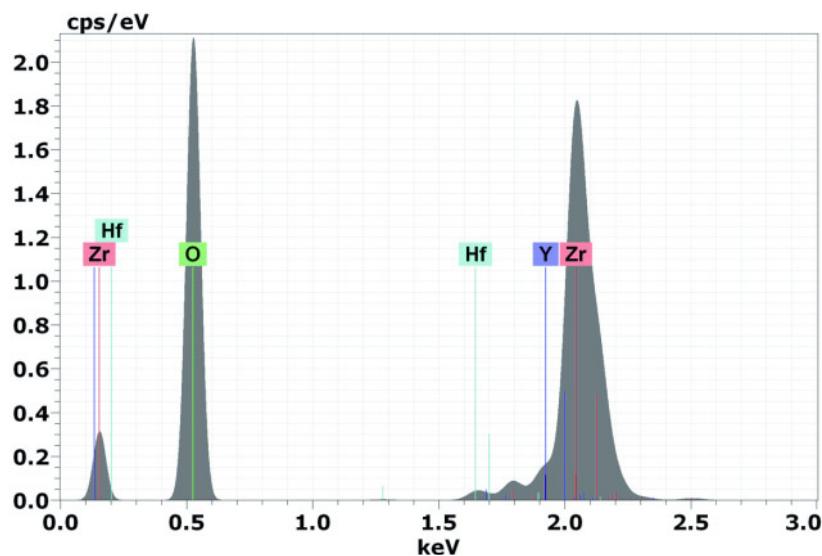


Abbildung 6 Exemplarisches Ergebnis der analytischen Elektronenmikroskopie (Electron dispersive X-ray spectroscopy (EDXS)) der Y-TZP-Oberflächen, welches die Fremdelementreinheit der Oberflächen belegt. Im dargestellten Spektrum zeigt die x-Achse die applizierte Energie [keV] und die y-Achse den cps-Wert (counts per second).

Figure 6 Electron dispersive X-ray spectroscopy (EDXS) result, which confirms the absence of extrinsic elements on the Y-TZP surfaces. The x-axis of the spectrum shows the applied energy [keV] and the y-axis the counts per second (cps) value. (Abb. 1–6: C. K. Müller)

liche Bedeutung für die erfolgreiche Osseointegration hat, stehen diesbezüglich bislang keine Tierstudien für Zirkonoxid zur Verfügung. Anhand ihrer Rauigkeit können Implantatoberflächen nach Al-

bretsson und Wennerberg in vier Gruppen eingeteilt werden: 1) glatte Oberflächen ($S_a < 0,5 \mu\text{m}$), 2) geringfügig raue Oberflächen ($S_a = 0,5\text{--}1 \mu\text{m}$), 3) moderat raue Oberflächen ($S_a = 1\text{--}2 \mu\text{m}$) und

4) raue Oberflächen ($S_a > 2 \mu\text{m}$) [2]. Hierbei ist zu beachten, dass jede Oberflächenmodifikation sowohl die Topographie als auch die Komposition verändern kann [9,17]. Die in der vorliegenden Studie untersuchten Y-TZP-Bio-keramikoberflächen mit abgestufter Rauigkeit sind ausnahmslos fremdelementfrei (Abb. 6), weisen die gleiche Oberflächenchemie und Phasenzusammensetzung auf und unterscheiden sich demnach nur in ihrer Oberflächentopographie. Auch die jeweiligen Biegefestigkeiten, die an abgestuft rauhen Y-TZP-Bio-keramikscheiben untersucht wurden, verringern sich erwartungsgemäß mit steigender Rauigkeit (intensivere abrasive Materialbelastung), sind aber normenkonform [8].

Im Rahmen des vorliegenden Projektes konnte gezeigt werden, dass Zirkonoxidimplantate mit mittlerem Ra von $1,7 \mu\text{m}$ nach vier Monaten Vorteile im Vergleich zu Implantaten mit niedrigem Ra von $0,3 \mu\text{m}$ oder hohem Ra von $3,0 \mu\text{m}$ in Bezug auf den BIC zeigten.

Der Einfluss der Rauigkeit der Oberfläche auf die Osseointegration von Titan wurde umfassend untersucht. Es konnte festgestellt werden, dass die Rauigkeit vor allem den Prozess der Osseokonduktion beeinflusst. Mit zunehmender Rauigkeit

kommt es zu einer Vergrößerung der Implantatoberfläche mit konsekutiver Erhöhung der Fibrinogenadsorptionskapazität und Aktivierungsrate der Thrombozyten. Darüber hinaus wird das Fibringerüst an rauen Oberflächen fester verankert [16]. Es herrscht allgemeine Übereinkunft, dass Implantate mit glatten ($S_a < 0,5 \mu\text{m}$) und geringfügig rauen Oberflächen ($S_a = 0,5\text{--}1 \mu\text{m}$) eine schlechtere Osseointegration zeigen als Implantate mit moderat rauen ($S_a = 1\text{--}2 \mu\text{m}$) und rauen Oberflächen ($S_a > 2 \mu\text{m}$). Darüber hinaus zeigte sich im Bereich moderat rauer Oberflächen, in Übereinstimmung mit den Daten der vorliegenden Studie, eine bessere Knochenapposition als an rauen Oberflächen [20]. Da jedoch jede Anrauhung der Oberfläche auch zu einer Veränderung ihrer chemischen Komposition führt, ist nicht klar, ob die beobachteten Effekte auf Veränderung in der Rauheit oder die konkomitante Veränderung der Komposition zurückzuführen sind

[9]. Infolge der in dieser Studie verwendeten fremdelementfreien Oberflächen sind die hier im Tierexperiment detektierten Unterschiede, im Gegensatz zu Vorstudien, jedoch eindeutig auf die geänderte Oberflächentopographie zurückzuführen.

Schlussfolgerungen

In Bezug auf die Osseointegration konnten keine Unterschiede zwischen Titan und Zirkonoxid festgestellt werden.

Zylindrische Implantate zeigten unabhängig vom Gewindedesign zwei Monate nach Insertion Vorteile in Bezug auf die Osseointegration.

Zirkonoxidimplantate mit mittlerem R_a von $1,7 \mu\text{m}$ zeigten nach vier Monaten Vorteile im Vergleich zu Implantaten mit niedrigem R_a von $0,3 \mu\text{m}$ oder hohem R_a von $3,0 \mu\text{m}$ in Bezug auf den BIC.

Danksagung

Die Autoren danken der Thüringer Aufbaubank (Freistaat Thüringen) für die finanzielle Unterstützung (Verbundprojekt: 2007 VF 0009). Weiterhin danken wir der Moje Keramikimplantate GmbH und Co. KG sowie der Impulse Biomedical Cooperation GbR für die Anfertigung und Bereitstellung der entsprechenden Dentalimplantate.

Interessenkonflikte: Die Autoren erklären, dass kein Interessenkonflikt besteht.

Korrespondenzadresse

Cornelia K. Müller
Klinik und Poliklinik für Mund-,
Kiefer- und Gesichtschirurgie/
Plastische Chirurgie
Universitätsklinikum Jena
Erlanger Allee 101, 07747 Jena
Tel.: +49 (0) 3641/ 9 323666, Fax: -630
E-Mail: cornelia.mueller1@med.uni-jena.de

Literatur

1. Albrektsson T, Eriksson AR, Friberg B, Lekholm U, Lindahl L, Nevins M, Oikarinen V, Roos J, Sennerby L, Astrand P: Histologic investigations on 33 retrieved Nobelpharma implants. *Clin Mater* 1993;12:1–9
2. Albrektsson T, Wennerberg A: Oral implant surfaces: Part 1 – review focusing on topographic and chemical properties of different surfaces and in vivo responses to them. *Int J Prosthodont* 2004;17:536–543
3. Andreietelli M, Wenz HJ, Kohal RJ: Are ceramic implants a viable alternative to titanium implants? A systematic literature review. *Clin Oral Implants Res* 2009; 20 Suppl 4:32–47
4. Donath K, Breuner G: A method for the study of undecalcified bones and teeth with attached soft tissues. The Sage-Schliff (sawing and grinding) technique. *J Oral Pathol* 1982;11:318–326
5. Dubruille JH, Viguier E, Le Naour G, Dubruille MT, Auriol M, Le Charpentier Y: Evaluation of combinations of titanium, zirconia, and alumina implants with 2 bone fillers in the dog. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:271–277
6. Freitag V, Stetter W, Holtje WJ: Contact microradiography of bone sections with various radiation properties. *Dtsch Zahnärztl Z* 1980;35:74–77
7. Hayashi K, Inadome T, Tsumura H, Mashima T, Sugioka Y: Bone-implant interface mechanics of in vivo bioinert ceramics. *Biomaterials* 1993;14: 1173–1179
8. Hildebrand G, Strickstroch M, Grohmann S, Rechtenbach A, Moje HJ, Moje J, Zylla IM, Liefelth K: Raue Y-TZP Bio-keramikoberflächen für die dentale Implantologie. *BIOmaterialien* 2010; 11:5–14
9. Junker R, Dimakis A, Thoneick M, Jansen JA: Effects of implant surface coatings and composition on bone integration: a systematic review. *Clin Oral Implants Res* 2009; 20 Suppl 4:185–206
10. Khang W, Feldman S, Hawley CE, Gunsolley J: A multi-center study comparing dual acid-etched and machined-surfaced implants in various bone qualities. *J Periodontol* 2001;72: 1384–1390
11. Kohal RJ, Weng D, Bachle M, Strub JR: Loaded custom-made zirconia and titanium implants show similar osseointegration: an animal experiment. *J Periodontol* 2004;75:1262–1268
12. Lee TM, Yang CY, Chang E, Tsai RS: Comparison of plasma-sprayed hydroxyapatite coatings and zirconia-reinforced hydroxyapatite composite coatings: in vivo study. *J Biomed Mater Res A* 2004;71:652–660
13. Matsui Y, Ohno K, Michi K, Tachikawa T: Histomorphometric examination of healing around hydroxylapatite implants in 60Co-irradiated bone. *J Oral Maxillofac Surg* 1994;52:167–172; discussion 172–163
14. Mueller CK, Schultze-Mosgau S: Influence of dental implant surface modifications on osseo- and periosteointegration. *German Medical Journal* 2011;12: 72–78
15. Mueller CK, Thorwarth M, Schmidt M, Schlegel KA, Schultze-Mosgau S: Comparative analysis of osseointegration of titanium implants with acid-etched surfaces and different biomolecular coatings. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2011
16. Park JY, Gemmell CH, Davies JE: Platelet interactions with titanium: modulation of platelet activity by surface topography. *Biomaterials* 2001;22: 2671–2682
17. Schultze-Mosgau S, Blatz MB, Wehrhan F, Schlegel KA, Thorwarth M, Holst S: Principles and mechanisms of peri-implant soft tissue healing. *Quintessence Int* 2005;36:759–769
18. Schultze-Mosgau S, Schliephake H, Rademeyer-Troger M, Neukam FW: Osseointegration of endodontic endosseous cones: zirconium oxide vs titanium. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2000;89:91–98
19. Sennerby L, Dasmah A, Larsson B, Iverhed M: Bone tissue responses to surface-modified zirconia implants: A histomorphometric and removal torque study in the rabbit. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7 Suppl 1:S1–20
20. Wennerberg A, Albrektsson T: Effects of titanium surface topography on bone integration: a systematic review. *Clin Oral Implants Res* 2009; 20 Suppl 4:172–184