

Erste klinische Erfahrungen mit Retentionselementen aus Keramik

Schlüsselwörter: Hybridprothetik, Keramik, Retentionselement, Implantat

ADRIAN E. BÜTTEL¹,
FREDY SCHMIDL²,
CARLO P. MARINELLO¹,
HEINZ LÜTHY²

¹ Klinik für Rekonstruktive Zahnmedizin und Myoarthropathien, Universitätskliniken für Zahnmedizin, Universität Basel

² Institut für Werkstoffwissenschaft und Technologie, Universitätskliniken für Zahnmedizin, Universität Basel

Korrespondenzadresse

Adrian Büttel,
Klinik für Rekonstruktive Zahnmedizin und Myoarthropathien, Universitätskliniken für Zahnmedizin, Universität Basel, Hebelstrasse 3, CH-4056 Basel
Tel. +41/61/267 26 36
Fax +41/61/267 26 60
E-Mail: adrian.buettel@unibas.ch



Bild oben: Kugelanker aus Rubin, eine Aluminiumoxid-Keramik.

Image en haut: Ancre à boule en rubis synthétique, une céramique en oxyde d'aluminium.

Zusammenfassung In dieser prospektiven klinischen Studie wurden auf dem Markt erhältliche Kugelanker aus Keramik (Rubin) mit solchen aus Metall (Titanlegierung) bei 40 Patienten mit ähnlicher klinischer Ausgangslage (zahnloser Unterkiefer, zwei interforaminale Implantate) verglichen. Nachdem primär der Vergleich des Verschleisses als Messparameter geplant war, zeigte sich im Verlauf der Untersuchung bereits nach 7 bis 12 Monaten eine hohe Misserfolgsrate bei den keramischen Kugelankern. Zwölf (28%) der 43 Kugelanker aus Keramik mussten ausgetauscht werden, wobei eine Fraktur der Keramik in 8 Fällen der häufigste Grund war. Damit scheinen die keramischen Retentionselemente in der vorliegenden Form den verschiedenartigen intraoralen Belastungen nicht

gewachsen zu sein. Die kurzfristige Anfälligkeit auf Frakturen durch Zugspannung sowie die materialinhärente Sprödigkeit lassen die langfristigen, guten Eigenschaften der Keramik (Druckresistenz und Verschleissarmut) nicht zum Zuge kommen. Zudem scheint ein sicherer Verbund zwischen der Keramikugel und der Titanbasis eine Schwierigkeit darzustellen. Aufgrund dieser klinischen Pilotstudie wird in der implantatgetragenen abnehmbaren Prothetik nach wie vor nur die Verwendung von metallischen Retentionselementen empfohlen. Dies, obwohl im Rahmen der Nachsorge an den Patrizen teilweise hohe Verschleisserscheinungen zu beobachten sind. Dieser Verschleiss muss nach wie vor über aktivierbare oder austauschbare Komponenten (Patrize oder Matrize) kompensiert werden.

Einleitung

Für den zahnlosen Unterkiefer haben sich Hybridprothesen auf zwei interforaminalen Implantaten als erfolgreiche und wirtschaftliche Behandlungsvariante bewährt (FEINE ET AL. 2002; MEIJER ET AL. 2004; NAERT ET AL. 2004B). Diese prothetische Lösung wurde anlässlich einer Konsensus-Konferenz zur ersten Wahl für den zahnlosen Unterkiefer erklärt (FEINE ET AL. 2002). Eine Verbesserung des Prothesenhaltes, der Kaufunktion sowie der Patientenzufriedenheit gegenüber einer konventionellen Totalprothese soll dabei unabhängig von der Art des Retentionselementes erreicht werden (BAKKE ET AL. 2002; NAERT ET AL. 2004A). Letzteres scheint zudem auch auf den biologischen Erfolg der Implantate keinen Einfluss zu haben (BERGENDAL & ENGQUIST 1998; NAERT ET AL. 2004B). Somit entscheiden vornehmlich klinische (Anwendung, Austausch, Reparatur), technische (Grösse, Stabilität, Verschleissfestigkeit), hygienische (Einfachheit der Reinigbarkeit) und ökonomische (Kosten-Nutzen) Aspekte über die Wahl des Retentionselementes.

Generell werden in der implantatgetragenen abnehmbaren Prothetik Einzelelemente (Kugelanker) oder verblockte Elemente (konfektionierte Steg-Gelenke) verwendet. Kugelanker bieten technische, hygienische sowie ökonomische Vorteile, weisen jedoch einen mindestens gleich hohen oder höheren Nachsorgeaufwand auf im Vergleich zu Stegen (NAERT ET AL. 2004A; MACENTEE ET AL. 2005). Der Nachsorgeaufwand ist hauptsächlich auf die nachlassende Retentionskraft und diese wiederum auf den Verschleiss sowohl der Matrize als auch der Patrize zurückzuführen. Der Verschleiss der Patrize macht vielfach deren Austausch notwendig, was mit relativ hohen Kosten verbunden ist (Abb. 1). Abutmentschraubenlockerungen waren früher eine Qual für den Kliniker. Sie treten seit der Verwendung von Drehmomentschraubenziehern kaum mehr auf (KHRAISAT ET AL. 2004). Auch die Art der Matrize hat einen grossen Einfluss auf die Nachsorgehäufigkeit. So verursachen Matrizen aus Kunststoff oder solche mit einem Federring-Retentionsmechanismus einen relativ hohen Aufwand (MERICKS-STERN 1990; NAERT ET AL. 2004A; MACENTEE ET AL. 2005). Matrizen mit einer aktivierbaren Lamellenstruktur werden aus praktischen Gründen bevorzugt (Abb. 2). Bislang wird über gute klinische Resultate berichtet, Langzeitergebnisse jedoch fehlen (RIGNON-BRET ET AL. 2005).

Um den mit einem konventionellen Kugelanker verbundenen Nachsorgeaufwand zu reduzieren und zu vereinfachen, wurden Modifikationen an der Matrize wie an der Kugel durchgeführt. Matrizen mit austauschbaren Lamellen (z. B. Ecco, Unor AG, CH-Schlieren; Dalbo®-Plus, Cendres & Métaux SA, CH-Biel, Abb. 3) bieten aus klinischer Sicht die meisten Vorteile. Der leicht vergrösserte Platzbedarf im Vergleich zu Ein-Stück-Matrizen (z. B. Dalbo Classic, Cendres & Métaux SA, CH-Biel; Sfera, Unor AG, CH-Schlieren) muss jedoch in Kauf genommen werden. Matrizen mit Goldlamellen in Kombination mit einer Kugel aus Titan werden empfohlen, da In-vitro-Tests einen geringeren Verschleiss für die Kombination Titanpatrize-Goldmatrize als für die Kombination Goldpatrize-Goldmatrize, Titanpatrize-Kunststoffmatrize oder Titanmatrize-Titanpatrize zeigen (SETZ ET AL. 1998; LUDWIG ET AL. 2005).

Da Keramik als verschleissfester, abrasions- und duckerresistenter gilt als Metalle, würde sich aus theoretischer Sicht die Herstellung einer Patrize aus Keramik anbieten. Im Jahre 2006 wurde ein entsprechendes Produkt propagiert, welches sich jedoch bereits seit Mitte des Jahres 2006 nicht mehr auf dem Markt befindet (iBall, Unor AG, CH-Schlieren, Abb. 4a).

Ziel dieser prospektiven, klinischen Untersuchung ist es, die klinische Bewährung eines Retentionselementes aus Keramik zu testen. So soll der Verschleiss von Kugelankern aus einer Titanlegierung mit dem Verschleiss von Kugelankern aus Rubin nach einem Jahr In-vivo-Anwendung verglichen werden. Darüber hinaus wird der Einfluss des Kugelankermaterials auf den Verschleiss der Matrize untersucht. Die klinische Studie erfolgte gemäss den Richtlinien der lokalen Ethikkommission.

Material und Methoden

Vierzig im Unterkiefer zahnlose Patienten, die mit zwei interforaminalen Implantaten versorgt waren, wurden in die Studie einbezogen und in zwei Gruppen von je 20 Patienten aufgeteilt.

In der Gruppe A (Kontrollgruppe) sind Patienten eingeschlossen, welche bereits zwei interforaminale Implantate (Brånemark MK III oder MK II, Nobel Biocare, S-Göteborg)

Abb. 1 Kugelanker aus einer Goldlegierung mit deutlichen Verschleisserscheinungen.



Fig. 1 Ancre sphérique en alliage or avec de nets signes d'usure.

Abb. 2 Dalbo®-Plus-Matrize (Höhe: 3,1 mm, Durchmesser: 3,6 mm).



Fig. 2 Matrice Dalbo®-Plus (hauteur: 3,1 mm, diamètre: 3,6 mm).

Abb. 3 Schnitt durch eine Dalbo®-Plus-Matrize, bestehend aus einem Titan-Gehäuse und einem Lamellen-Retentionseinsatz aus einer Goldlegierung.

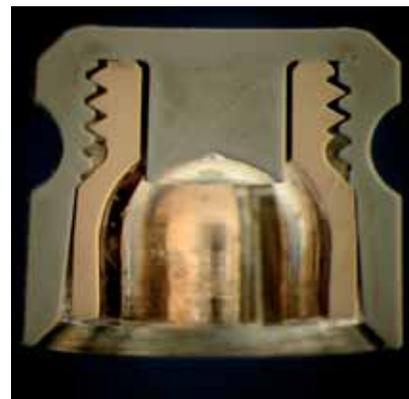


Fig. 3 Coupe d'une matrice Dalbo®-Plus, constituée d'un boîtier en titane et de lamelles rétentes en alliage or.



Abb. 4 a) iBall: Rubinkugel auf einer Titanbasis, b) iBall intraoral.

Fig. 4 a) iBall: sphère en rubis sur une base en titane, b) iBall intraoral.



Abb. 5 a) Ballattachment aus einer Titanlegierung, b) bukkal ist die Markierung, welche bei der Vermessung zur Orientierung dient, sichtbar.

Fig. 5 a) Attachement en alliage titane, b) en buccal, marque de repérage pour la mesure.

besaßen. Bei allen Patienten der Gruppe A wurden zwei neue Ballattachments aus einer Ti-6Al-4V-Legierung (Titan Grad V, Nobel Biocare, S-Göteborg, Abb. 5a und b) inseriert, welche mit 15 Ncm auf den Implantaten befestigt wurden. Das Titan-Ballattachment besteht vollständig aus einer Ti-6Al-4V-Legierung und wird durch Fräsung aus einem Stück gefertigt.

In der Gruppe B (Testgruppe) sind 20 Patienten eingeschlossen, welche entweder bereits zwei interforaminale Implantate (Standardimplantat SLA RN, Straumann AG, CH-Basel) besaßen, oder bei welchen in der Versuchsphase zwei interforaminale Implantate geplant waren. Alle Patienten der Gruppe B erhielten zwei neue Kugelanker aus Rubin (iBall, Unor AG, CH-Schlieren, Abb. 4a und b), welche mit 20 Ncm auf den Implantaten befestigt wurden. Der synthetisch hergestellte Rubin wurde gemäss Hersteller aufgrund der guten Bearbeitbarkeit und Polierbarkeit gewählt. Rubin bezeichnet die gefärbten Modifikationen der Aluminiumoxid-Keramik, die durch geringe Mengen Chromoxid (0,5 bis 2 Mol-% Cr_2O_3 in Al_2O_3) hell- bis dunkelrot erscheinen (HOHMANN & HIELSCHER 1998). Materialkundlich betrachtet bilden Cr_2O_3 und Al_2O_3 im oben erwähnten Verhältnis Substitutionsmischkristalle (KINGERY ET AL. 1976). Herstellungstechnisch und aufgrund der geringen Biege- und Zugfestigkeit war die Anfertigung eines Abutments vollständig aus Keramik nicht möglich. So wurde eine intern perforierte Rubinkugel adhäsiv auf einem Titanabutment verankert (Abb. 6).

Alle Kugelanker (Titanlegierung und Rubin) wiesen einen Kugeldurchmesser von 2,25 mm auf. Gleichzeitig mit dem Einsetzen der Kugelanker wurden neue Dalbo®-Plus-Matrizen in die bestehenden Prothesen einpolymerisiert.

Nach einem Jahr sollten die Kugelanker entfernt und extraoral vermessen werden. Um den effektiven Verschleiss berechnen zu können und um initiale Abweichungen in der Produktion festzuhalten, wurden alle Kugelanker bereits vor der Eingliederung an definierten Positionen auf Höhe des Äquators vermessen. Hierzu wurden die symmetrischen Kugelanker vorgängig an der Basis markiert (Abb. 5b) und mittels der 3D-Messmaschine Signum BL (MYCRONA GmbH, D-66793 Saarwellingen) vermessen. Letzterer liegt eine optische Messmethode zugrunde, deren Genauigkeit $\pm 1 \mu\text{m}$ beträgt. Vermessen

wurden 69 iBalls und 60 Ti-Ballattachments, wovon für den klinischen Einsatz 43 resp. 40 verwendet wurden. Die Auswahl erfolgte bei den iBalls durch Zufall, bei den Ti-Ballattachments entsprechend der Mukosadicke, wobei eine Höhe von 1 mm, 3 mm oder 5 mm zur Auswahl stand.

Resultate

Die initiale Vermessung der Kugelanker zeigte eine höhere Präzision der Rubinkugeln (Standardabweichung, SA: $2253 \mu\text{m} \pm 1 \mu\text{m}$) im Vergleich zu den Ballattachments aus einer Titanlegierung (SA: $2261 \mu\text{m} \pm 4 \mu\text{m}$, Tab. I). Alle Ballattachments lagen jedoch weit innerhalb der vom Hersteller angegebenen Toleranzgrenze von $\pm 30 \mu\text{m}$.

Noch innerhalb der vorgegebenen Untersuchungsperiode von einem Jahr traten in der iBall-Gruppe Misserfolge auf, welche einen sofortigen Austausch des Kugelankers notwendig machten (Tab. II). Insgesamt mussten zwölf iBalls nach einer Beobachtungszeit von nur sieben bis zwölf Monaten ausgetauscht werden (Tab III). Frakturen der Rubinkugel traten in acht Fällen auf (Abb. 7a und b). In drei Fällen löste sich eine intakte Rubinkugel von der Titanbasis, was auf ein Versagen der Fügeverbindung zurückzuführen ist (Abb. 8). In einem weiteren Fall frakturierte ein Titanpin mit intakter Rubinkugel (Abb. 9a und b).

Die beschriebenen zwölf Misserfolge traten bei acht von den insgesamt 20 Patienten der Gruppe B (Testgruppe) auf. Bei fünf Patienten traten ein Misserfolg, bei zwei Patienten zwei Misserfolge und bei einem Patienten drei Misserfolge auf. Die ersten drei defekten iBalls wurden durch neue iBalls ersetzt, danach erfolgte aus Sicherheitsgründen ein Ersatz durch Titankugelanker (retentiver Kugelanker, Straumann AG, CH-Basel). Somit kamen insgesamt 43 iBalls zum Einsatz. In der Gruppe A (Kontrollgruppe) mit Titan-Ballattachments sowie bei zwölf Patienten der Gruppe B (Testgruppe) traten keine Komplikationen

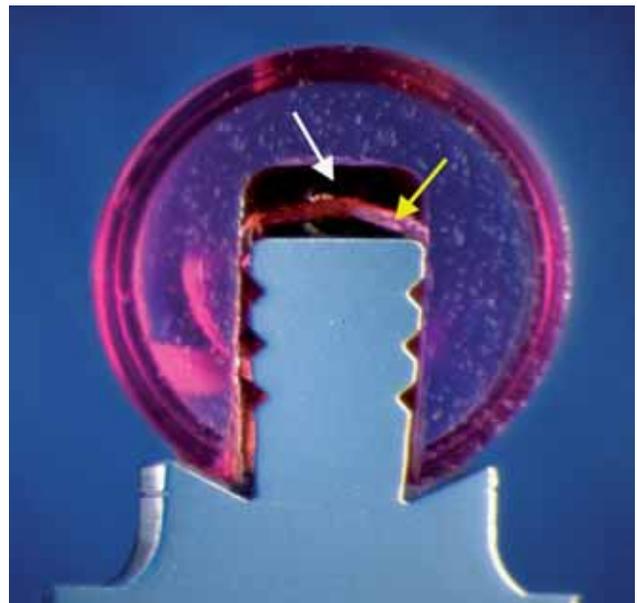


Abb. 6 Schnitt durch einen iBall. Zentral oberhalb des Pins ist ein Luftschluss erkennbar (weisser Pfeil). Oberhalb des Pins ist deutlich ein Spalt innerhalb des Epoxyklebers sichtbar (gelber Pfeil).

Fig. 6 Coupe d'un iBall: inclusion d'air au centre, au-dessus de l'axe (flèche blanche). Nette fissure dans la colle époxy au-dessus de la l'axe, (flèche jaune).

Tab. I Vermessungsergebnisse der Kugelanker Durchmesser (n: Anzahl eingesetzter Kugelanker, $\bar{x}\varnothing$: Mittelwert der gemessenen Durchmesser, SA: Standardabweichung). Pro Kugelanker wurden 2 Messungen auf Höhe des Äquators durchgeführt, jeweils in einem Winkel von 90° zueinander.

Kugelanker-Material	n	$\bar{x}\varnothing$	SA
Rubin	69	2,253 mm	0,001 mm
Ti-Legierung	60	2,261 mm	0,004 mm

Tab. II Übersicht über die Anzahl eingesetzter Kugelanker und Komplikationen.

Fabrikat	iBall	Ti-Ballattachement
Anzahl eingesetzter Kugelanker	43	40
Komplikationen	12	0

Tab. III Komplikationen, welche einen Austausch der iBalls notwendig machten.

Komplikation	Anzahl
Fraktur Kugel	8
Klebeverlust	3
Fraktur Pin	1

auf. Auch die Dalbo®-Plus-Matrizen funktionierten einwandfrei. Auf den berechneten Verschleiss der Kugelanker wird in einer späteren Arbeit eingegangen.

Diskussion

Noch bevor der Verschleiss an der Oberfläche von unterschiedlichen Kugelankern gemessen und verglichen werden konnte, traten in der Testgruppe bei Patienten mit Implantaten und keramischen Kugelankern Zustände auf, welche zu einem sofortigen Retentionsverlust führten. Die Patienten empfinden dies im Vergleich zu einer langsamen Abnutzung von Patrizie und Matrizie als echten Misserfolg, der einer raschen Intervention bedarf. Da dies bereits innerhalb von sieben bis zwölf Monaten vorkam und 28% der eingesetzten 43 iBalls betraf, muss die aktuelle Konstruktion des Keramik-Kugelankers als klinisch nicht akzeptabel eingestuft werden. Erschwerend gestaltete sich zudem die Tatsache, dass bei komplett erhaltenen Rubinkugeln, welche sich aufgrund eines nicht stabilen Klebeverbundes oder aufgrund einer Fraktur des Titanpins von der Titanbasis gelöst hatten, die komplette Matrizie aus der Prothese entfernt werden musste. Die Kugel liess sich sonst kaum aus der Matrizie entfernen.

Die initiale Messung der Durchmesser der Rubinkugeln ergab konstantere Werte als bei den Titanankern, was auf einen sehr standardisierten Herstellungsprozess hindeutet. Unterschiede von einigen Mikrometern im Durchmesser können bereits zu deutlich veränderten Retentionskräften führen. Durch die Verwendung von stufenlos aktivierbaren Matrizen wie der Dalbo®-Plus-Matrizie können solche Unterschiede jedoch einfach und schnell kompensiert und somit initiale Unregelmässigkeiten ausgeglichen werden.

Als Schwachstellen des iBalls erwiesen sich neben der Bruchanfälligkeit der Rubinkugel auch die Verklebung zwischen Titanbasis und Rubinkugel und der in die Rubinkugel penetrierende Titanpin. Unklar bleiben die Ursache und der Zeitpunkt

der Rubinfrakturen. Sind die Frakturen erst als Folge des Klebeverlustes aufgetreten, so würde Rubin per se zwar ein geeignetes Material darstellen, jedoch der gesicherte Verbund zur Titanbasis wäre ein Problem. In einigen Fällen ist gemäss Hinweisen der Patienten von dieser Spekulation auszugehen: Die intakte Rubinkugel steckte nach dem Klebeverlust in der Matrizie und wurde anschliessend beim funktionellen Belasten der Prothese durch den Titanpin zerstört. Sind die Frakturen primär als Folge der komplexen Kräfte bei abnehmbaren Prothesen auf Implantaten entstanden, so würde Keramik per se kein geeignetes Material darstellen. Ob primär die Rubinfraktur oder der Klebeverlust zum Misserfolg geführt hat, ist jedoch aus klinischer Sicht unbedeutend, da es sich in jedem Fall um einen unangenehmen Misserfolg handelt.

Aluminiumoxid, der Hauptbestandteil von Rubin, hat sich als Gerüstmaterial für vollkeramische Kronen bewährt (GALINDO ET AL. 2006). Die positiven Eigenschaften wie Biokompatibilität, Druckresistenz, Verschleissfestigkeit und Ästhetik waren die Grundlagen für die Entwicklung des iBalls. Obwohl scheinbar firmeninterne In-vitro-Tests zu guten Resultaten führten, konnten diese Ergebnisse in der Klinik nicht bestätigt werden. Dies ist auch der Grund, weshalb mit dieser Arbeit für den Anwender die vorläufigen Resultate frühzeitig publiziert werden.

Im Vergleich zu Metallen ist Aluminiumoxid spröder und zeigt eine grosse Anfälligkeit auf Frakturen bei Zugbeanspruchung. Entsprechend weist Aluminiumoxid mit einem K_C -Wert von nur 4 MPa $m^{3/2}$ eine deutlich geringere Bruchzähigkeit auf als Ti-6Al-4V mit einem solchen von 100 MPa $m^{3/2}$ (BOYER ET AL. 1994; ANUSAVICE 2003). Auch REM-Aufnahmen von der Bruch-

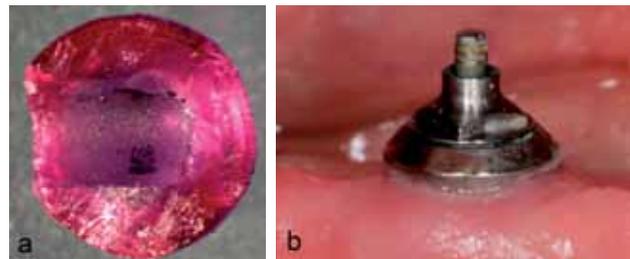


Abb. 7 a) Frakturierte Rubinkugel eines iBalls, b) auf einem Implantat verschraubte Titanbasis nach Fraktur der Rubinkugel.

Fig. 7 a) Sphère en rubis d'un iBall, b) base en titane vissée sur un implant après rupture d'une sphère en rubis.



Abb. 8 Nach dem Klebeverlust blieb die intakte Rubinkugel in der Matrizie stecken.

Fig. 8 La sphère en rubis est restée intacte dans la matrice après décollement.



Abb. 9 a) Frakturierter Titanpin mit intakter Rubinkugel, b) Titanbasis nach Fraktur des Pins.



Fig. 9 a) Axe en titane rompu avec sphère en rubis intacte, b) base en titane après rupture de l'axe.

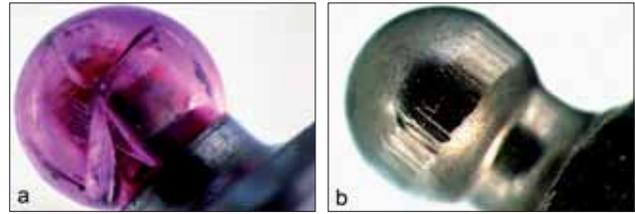


Abb. 11 a) Risse in einem iBall nach linearen Einschub- und Abzugsbewegungen (50 000 Zyklen). b) Verschleisserscheinungen an einem retentiven Kugelanker aus Titan Grad IV (Straumann AG, CH-Basel) nach gleicher Behandlung.

Fig. 11 a) Fissure dans un iBall après 50 000 cycles d'insertion/retrait linéaires, b) signes d'usure sur un ancrage sphérique rétentif en titane grade IV (Straumann AG, CH-Bâle) après la même sollicitation.

fläche einer frakturierten Rubinkugel zeigen die Charakteristik eines spröden Materials (Abb. 10a und b).

Unabhängig von dieser klinischen Untersuchung wurden ein einzelner iBall und ein Kugelanker aus Titan Grad IV einer In-vitro-Testung unterzogen. Abb. 11a zeigt diesen iBall nach 50 000 linearen Einschub- und Abzugszyklen und veranschaulicht die guten Eigenschaften von Aluminiumoxid: Es sind keine Verschleisserscheinungen an den Kontaktflächen sichtbar. Es zeigen sich jedoch vom Zentrum ausgehende und an die Oberfläche verlaufende Risse und kleine Absplitterungen an der Kugeloberfläche. Es wird deshalb angenommen, dass diese Rubinkugel bei weiteren Belastungen bald frakturiert. Im Gegensatz dazu zeigt der Kugelanker aus Titan Grad IV nach einer gleichartigen In-vitro-Testung deutliche Verschleisserscheinungen an der Kugeloberfläche (Abb. 11b). Hier besteht jedoch keine Frakturgefahr.

Klinisch treten Verschleisserscheinungen an Kugeln aus Titan oder einer Titanlegierung nur in einem geringen Ausmass auf. Sie können zudem über eine lange Funktionsdauer mit einer aktivierbaren Matrize kompensiert werden.

Schlussfolgerung

Aus klinischer Sicht hat sich der Einsatz eines keramischen Kugelankers trotz des zu erwartenden geringen Verschleisses

an der Keramikoberfläche schon kurzfristig nicht bewährt. Frakturen der Keramik und/oder der ungenügende Verbund zwischen Keramik und Titanbasis stellten im Moment der Kurzzeitanwendung über mehrere Monate die Hauptprobleme dar. Weitere Untersuchungen sind notwendig. In der Implantologie bleiben Retentionselemente aus Metall – bevorzugt aus einer Titanlegierung – das Mittel der Wahl. Eine aktivierbare Matrize ermöglicht einerseits initial das Erreichen einer gewünschten Retentionskraft, andererseits garantiert sie im Rahmen der Nachsorge eine Anpassung resp. Wiederherstellung der Retentionskraft.

Abstract

BÜTTEL A E, SCHMIDLI F, MARINELLO C P, LÜTY H: **First clinical experiences with ceramic ball attachments for overdentures** (in German). Schweiz Monatsschr Zahnmed 118: 27–32 (2008)

In this prospective clinical study on 40 patients with similar clinical conditions (edentulous jaw with 2 interforaminal implants) commercially available ceramic ball attachments (ruby) were compared to commercial titanium ball attachments. The primary aim of the study was to measure the wear of the ball attachments after being 1 year in function. However, in the course of the study already after 7 to 12 months multiple failures with ceramic ball attachments occurred. Twelve (28%) of 43 ceramic ball attachments had to be replaced, mostly because of fractures (8) of the ceramic ball. It seems that ceramic ball attachments of the investigated design are not able to withstand normal intraoral stresses. The short-term susceptibility to fractures didn't allow to examine the ceramic-

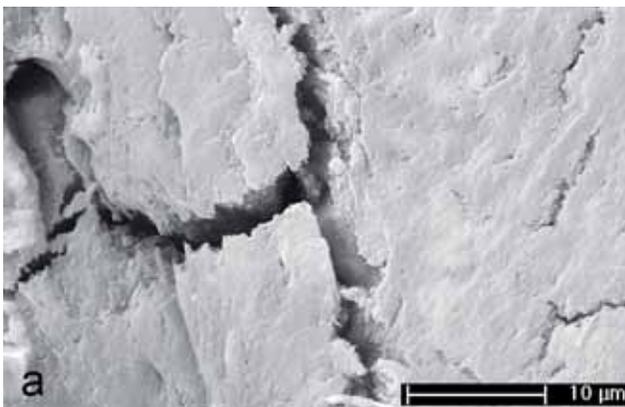
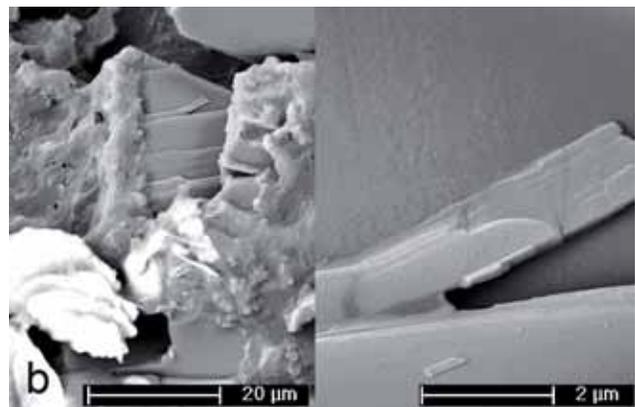


Abb. 10 a) und b) REM-Aufnahmen einer Rubin-Bruchfläche.

Fig. 10 a) et b) Images MEB d'une face de rupture du rubis.



inherent features such as compressive strength and wear resistance. Furthermore, a secure connection between a titan base and a ceramic ball seems to be challenging. Based on these results, in implant-retained removable prosthesis the use of metal-based retainers is still recommended, although during maintenance a higher wear has to be expected. This wear can be compensated by either activating or changing the matrix or the patrix.

Verdankung

Ein grosser Dank gilt den Firmen Cendres & Métaux SA, CH-Biel; Unor AG, CH-Schlieren, und Nobel Biocare, S-Göteborg für das Zur-Verfügung-Stellen der getesteten Produkte, sowie Herrn René Brenner für die Unterstützung bei der Vermessung der Kugeldurchmesser.

Anmerkung

Der Versuch, den Werkstoff Keramik in der abnehmbaren Prothetik im Rahmen von Verankerungselementen einzusetzen, muss als ersten Schritt für weitere Entwicklungen auf diesem Gebiet angesehen werden.

Literatur

- ANUSAVICE K:** Phillips science of dental materials, 11th edition. Saunders p 715 (2003)
- BAKKE M, HOLM B, GOTFREDSEN K:** Masticatory function and patient satisfaction with implant-supported mandibular overdentures: a prospective 5-year study. *Int J Prosthodont* 15: 575–581 (2002)
- BERGENDAL T, ENQUIST B:** Implant-supported overdentures: a longitudinal prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 13: 253–262 (1998)
- BOYER R, COLLINGS E, WELSCH G:** Materials properties Handbook: Titanium alloys. ASM International (1994)
- FEINE J S, CARLSSON G E, AWAD M A, CHEHADE A, DUNCAN W J, GIZANI S, HEAD T, LUND J P, MACÉNTÉE M, MERICSKE-STERN R, MOJON P, MORAIS J, NAERT I, PAYNE A G, PENROD J, STOKER G T, TAWSE-SMITH A, TAYLOR T D, THOMASON J M, THOMSON W M, WISMEIJER D:** The McGill consensus statement on overdentures. Mandibular two-implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients. Montréal, Québec, May 24–25, 2002. *Int J Oral Maxillofac Implants* 17: 601–602 (2002)
- GALINDO M L, HAGMANN E, MARINELLO C P, ZITZMANN N U:** Klinische Langzeiterfahrungen mit Procera®-AllCeram-Vollkeramikronen. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 116: 804–809 (2006)
- HOHMANN A, HIELSCHER W:** Lexikon der Zahntechnik. Verlag Neuer Merkur, p 602 (1998)
- KHRAISAT A, ABU-HAMMAD O, AL-KAYED A M, DAR-ODEH N:** Stability of the implant/abutment joint in a single-tooth external-hexagon implant system: clinical and mechanical review. *Clin Implant Dent Relat Res* 6: 222–229 (2004)
- KINGERY W, BOWEN H, UHLMANN D:** Introduction to ceramics, 2nd edition. Wiley-Interscience, p 133 (1976)
- LUDWIG K, HARTFIL H, KERN M:** Untersuchung zum Verschleissverhalten von Kugelpfattachments. *Quintessenz Zahntech* 31: 1074–1083 (2005)
- MACÉNTÉE M I, WALTON J N, GLICK N:** A clinical trial of patient satisfaction and prosthodontic needs with ball and bar attachments for implant-retained complete overdentures: three-year results. *J Prosthet Dent* 93: 28–37 (2005)
- MEIJER H J, RAGHOEBAR G M, VAN'T HOF M A, VISSER A:** A controlled clinical trial of implant-retained mandibular overdentures: 10 years' results of clinical aspects and aftercare of IMZ implants and Branemark implants. *Clin Oral Implants Res* 15: 421–427 (2004)
- MERICSKÉ-STERN R:** Clinical evaluation of overdenture restorations supported by osseointegrated titanium implants: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 5: 375–383 (1990)
- NAERT I, ALSAADI G, QUIRYNEN M:** Prosthetic aspects and patient satisfaction with two-implant-retained mandibular overdentures: a 10-year randomized clinical study. *Int J Prosthodont* 17: 401–410 (2004a)
- NAERT I, ALSAADI G, VAN STEENBERGHE D, QUIRYNEN M:** A 10-year randomized clinical trial on the influence of splinted and unsplinted oral implants retaining mandibular overdentures: peri-implant outcome. *Int J Oral Maxillofac Implants* 19: 695–702 (2004b)
- RIGNON-BRET C, HERBOUT B, WUFMAN C:** Implant overdenture using ball attachments: A preliminary report of a clinical trial. *Spectrum* 70–74 (2005)
- SETZ I, LEE S H, ENGEL E:** Retention of prefabricated attachments for implant stabilized overdentures in the edentulous mandible: an in vitro study. *J Prosthet Dent* 80: 323–329 (1998)