

AUS DEM LEHRSTUHL  
FÜR ZAHNÄRZTLICHE PROTHETIK  
PROF. DR. GERHARD HANDEL  
DER FAKULTÄT FÜR MEDIZIN  
DER UNIVERSITÄT REGENSBURG

Das Langzeitverhalten ein- und zweiteiliger Zirkoniumdioxid-Implantatsysteme  
im Frontzahnbereich - eine in vitro Untersuchung

Inaugural – Dissertation  
zur Erlangung des Doktorgrades  
der Zahnmedizin

der  
Fakultät für Medizin  
der Universität Regensburg

vorgelegt von  
Armin Michael Kammermeier

2017



AUS DEM LEHRSTUHL  
FÜR ZAHNÄRZTLICHE PROTHETIK  
PROF. DR. GERHARD HANDEL  
DER FAKULTÄT FÜR MEDIZIN  
DER UNIVERSITÄT REGENSBURG

Das Langzeitverhalten ein- und zweiteiliger Zirkoniumdioxid-Implantatsysteme  
im Frontzahnbereich - eine *in vitro* Untersuchung

Inaugural – Dissertation  
zur Erlangung des Doktorgrades  
der Zahnmedizin

der  
Fakultät für Medizin  
der Universität Regensburg

vorgelegt von  
Armin Michael Kammermeier

2017

Dekan: Prof. Dr. Dr. Torsten E. Reichert  
1. Berichterstatter: Prof. Dr. Dipl.-Ing. (FH) Martin Rosentritt  
2. Berichterstatter: Prof. Dr. rer. nat. Dr. med. dent.  
habil. Helmut Schweikl  
Tag der mündlichen Prüfung: 09. Juni 2017



*Diese Arbeit widme ich  
meinen Eltern, meinem Bruder Martin  
und  
meinen engsten Freunden.*

### Hinweis

Die im nachfolgenden Text genannten Handelsnamen, Warenbezeichnungen und Gebrauchsbezeichnungen sind teilweise patent- und urheberrechtlich geschützt. Aus dem Fehlen eines besonderen Hinweises bzw. des Zeichens ® darf nicht geschlossen werden, dass kein patent- oder urheberrechtlicher Schutz besteht.

## Inhaltsverzeichnis

Vorwort	3
Zusammenfassung	4
Publikation	16
Literaturverzeichnis	25
Danksagung	29



## Vorwort

Die vorliegende Dissertation gründet auf einer Originalpublikation, die 2016 in der Fachzeitschrift ***Journal of Dentistry*** veröffentlicht wurde. Im Folgenden ist dem Abdruck des englischsprachigen Originals eine Zusammenfassung in deutscher Sprache vorangestellt.

Der Titel der Publikation lautet folgendermaßen:

Armin Kammermeier<sup>1</sup>, Martin Rosentritt<sup>1</sup>, Michael Behr<sup>1</sup>,  
Sibylle Schneider-Feyrer<sup>1</sup>, Verena Preis<sup>1</sup>:

In vitro performance of one- and two-piece zirconia implant systems for  
anterior application

***Journal of Dentistry*** 53 (2016) 94-101

<sup>1</sup>Department of Prosthetic Dentistry, Regensburg University Medical Center, Regensburg 93042, Germany.

## Zusammenfassung

Die Implantologie ist heutzutage eine etablierte Methode, um nach einem Zahnverlust ein Lückengebiss wieder zu vervollständigen (1–4). Das Material variiert hierbei zwischen Titan oder einer Keramik, dem Zirkoniumdioxid (5). Dabei zeigen beide Materialien Vor- und Nachteile. Titan ist sehr leicht, besitzt eine hohe Biokompatibilität und ist wegen seiner oberflächlichen Passivierungsschicht sehr korrosionsbeständig (2,4,6). Jedoch gilt seine graue Farbe besonders im Frontzahnbereich als störend (1,5,7–10). Außerdem korrespondiert der E-Modul, vor allem älterer Titanlegierungen, nicht mit dem des menschlichen Knochens (6). Zudem berichten einige Untersuchungen von galvanischen Reaktionen nach Kontakt mit Speichel, von Entzündungen und Knochenrückgängen (4,8,11–13).

Zumal in der gesamten Zahnmedizin die Nachfrage nach metallfreien, zahnfarbenen Versorgungen zunimmt, etablierte sich Zirkoniumdioxid als alternatives Implantatmaterial (14). Wesentlich sind hierbei die weiße Grundfarbe und die Möglichkeit der individuellen Farbgestaltung (15). Zirkoniumdioxid besitzt eine mit Titan vergleichbare Osseointegration (16,17), zugleich ist die Keramikoberfläche weniger retentiv für Plaque, was das Weichgewebsmanagement verbessern und das Risiko der Periimplantitis reduzieren kann (2,5,7,14,18). Zusätzlich gestattet seine hohe Härte eine einfache Entfernung etwaiger Zementreste (15). Leider ist es nicht möglich, die erprobten Konstruktionsprinzipien der Titan-Implantatsysteme auf Zirkoniumdioxid zu übertragen. Zirkoniumdioxid ist im Gegensatz zu Titan spröder, also auch weniger widerstandsfähig gegen Biegekräfte, Risswachstum und Alterungseffekte (19). Andererseits bietet es hohe Festigkeitswerte und Strukturstabilität (1,7,15,20,21). Letztlich gibt es vielfältige Herstellungsverfahren, welche Einfluss auf das klinische Langzeitverhalten nehmen können (5).

Wegen eben dieser Eigenschaften ist die Gestaltung graziler Strukturen aus Zirkoniumdioxid, beispielsweise Schraubverbindungen, erheblich komplizierter. Seit kurzem sind zweiteilige, verschraubte Zirkoniumdioxid-Implantate erhältlich. Es ist allerdings nicht hinreichend geklärt, ob diese klinischen Ansprüchen genügen (15). Auch deshalb sind vor allem einteilige oder zweiteilige, verklebte Zirkoniumdioxid-Implantate am Markt. Bei diesen zweiteiligen Systemen scheint, trotz des inerten Charakters des Zirkoniumdioxids, nicht die Klebeverbindung an sich als die Schwachstelle, sondern die Konstruktion der Verbindungsteile (1). Allerdings bieten weder einteilige, noch zweiteilige, verklebte Implantatsysteme eine

lösbare Abutment-Implantat-Verbindung, sodass bei Problemen die Versorgung als Ganzes entfernt werden muss (15).

Zirkoniumdioxid-Implantate sind bisher Nischenprodukte, auch wegen einer dürftigen Studienlage (15). Indes beschreiben wenige Studien Zirkoniumdioxid als ein zu Titan alternatives Material (4,17,20,22).

Vor routinemäßiger klinischer Anwendung sind weitere in vitro Untersuchungen nötig, auch im Hinblick auf spezifische Belastungssituationen, wie im Frontzahngebiet. Durch die Simulation möglichst reeller oraler Bedingungen sind Aussagen bezüglich der Leistungsfähigkeit der getesteten Systeme möglich. Zusätzlich gibt eine Langzeituntersuchung Aufschluss über mögliche Schwachstellen und Gründe für Ermüdungsdefekte (3,23). Falls Implantatsysteme die Langzeittestung äußerlich unbeschadet überstehen, gibt ein statischer Belastungstest Hinweise auf etwaige beginnende Defekte.

Die Hypothese dieser Studie war, dass das Langzeitverhalten und die Bruchfestigkeit einteiliger und zweiteiliger, verklebter Zirkoniumdioxid-Implantate dem bewährter zweiteiliger, verschraubter Titan-Implantatsysteme ähnlich sind, sodass ein routinemäßiger klinischer Einsatz auch im Frontzahngebiet möglich wäre.

Die Untersuchung umfasste sechs verschiedene Gruppen ein- oder zweiteiliger, verklebter Zirkoniumdioxid-Implantatsysteme. Als Referenz zog man zwei bereits erprobte, zweiteilige, verschraubte Titan-Implantatsysteme heran (vgl. Tab. 1). Je Gruppe wurden zehn Probekörper untersucht. Herstellerabhängig variierten die Implantatdurchmesser zwischen 3,3 und 5,0 mm. Um zu eruieren, ob der Durchmesser Einfluss auf das Langzeitverhalten der Implantate nimmt, wurden zwei unterschiedliche Größen je eines einteiligen und eines zweiteiligen, verklebten Zirkoniumdioxid-Implantatsystems, die ansonsten baugleich sind, in die Untersuchung integriert (1-ZZB/2-ZZB; 3-Z/4-Z).

System	Bezeichnung, Hersteller	Material	Implantatdurchmesser x Länge [mm]
1 – ZZB	Z5c-40, Z-Systems, CH	Zirkoniumdioxid/ Zirkoniumdioxid	4,0x10,0
2 – ZZB	Z5c-50, Z-Systems, CH	Zirkoniumdioxid/ Zirkoniumdioxid	5,0x10,0
3 – Z	Z5m-40, Z-Systems, CH	Zirkoniumdioxid	4,0x10,0
4 – Z	Z5m-50, Z-Systems, CH	Zirkoniumdioxid	5,0x10,0
5 – Z	SDS1.1_3811, SDS, CH	Zirkoniumdioxid	3,8x11,0
6 – Z	PURE Ceramic Implantat ND, Straumann, D	Zirkoniumdioxid	3,3x12,0
7 – TTS Referenz	Bone Level NC, Straumann, D	Titan/ Titan	3,3x12,0
8 – TTS Referenz	Standard Plus, Straumann, D	Titan/ Titan	4,1x12,0

Tab. 1: Auflistung der verschiedenen Implantatsysteme; ZZB: zweiteiliges, verklebtes Zirkoniumdioxid-Implantatsystem; Z: einteiliges Zirkoniumdioxid-Implantatsystem; TTS: zweiteiliges, verschraubtes Titan-Implantatsystem

Notwendigerweise inserierte man die Implantate in eine Nachbildung des menschlichen Knochens. Polyoxymethylen (POM, E-Modul: 2,6 GPa) imitierte die Spongiosa, eine 1 mm dicke Schicht von faserverstärktem Polyetheretherketon (PEEK, E-Modul: 10 GPa) die Knochenkompakta. Die Elastizitätsmoduln der Kunststoffe entsprechen den jeweiligen Durchschnittswerten des menschlichen Knochens (Spongiosa: 1-4 GPa; Kompakta: 7-20 GPa) (19,24-27). Mit den jeweils zum System gehörigen Implantatbohrern schaffte man zum Implantat korrespondierende Bohrlöcher. Nach Vorgabe der Hersteller wurden alle Zirkoniumdioxid-Implantate und die Serie 8-TTS auf Schleimhautniveau, die Gruppe 7-TTS auf Knochniveau inseriert. Als Abutment kamen bei den zweiteiligen, verklebten Zirkoniumdioxid-Implantatsystemen vorgefertigte, gerade Zirkoniumdioxid-Abutments zum Einsatz. Diese befestigte man mittels eines üblichen Befestigungskompositen (Panavia F 2.0, Kuraray, J). Die zweiteiligen, verschraubten Titanimplantate vervollständigte man mit geraden, vorgefertigten Titanabutments, wobei entsprechend der Herstellerangaben die Titanschraube mit einem Drehmoment von 35 Ncm befestigt wurde. Nach 15 Minuten erfolgte eine Kontrolle des Drehmoments. Um vergleichbare Ergebnisse zu erhalten, wurde jedes der 80 Implantate

mit einer identischen, dem oberen mittleren Schneidezahn (21) entsprechenden Krone prothetisch versorgt. Die Kronenlänge war durchwegs  $13,0 \pm 0,1$  mm. Der entstehende Hebelarm, der Abstand zwischen PEEK-Kunststoff und Inzisalkante, war dementsprechend für jede Probe übereinstimmend. Die Kronen wurden aus Yttrium stabilisiertem Zirkoniumdioxid (Cercon HT, DeguDent, Hanau, D) hergestellt, unter Einhaltung der Mindestschichtstärke von 0,46 mm. Die Herstellung erfolgte CAD/CAM unterstützt (Cercon eye/ art/ brain/ heat plus, DeguDent). Zu Beginn stand die Digitalisierung der verschiedenen Abutments durch einen Scavorgang um die Innengeometrie der Kronen so anzupassen, dass eine Abutmentpräparation vermieden werden konnte. Mittels eines subtraktiven Fertigungsverfahrens wurden die 80 Kronen aus Cercon-Rohlingen gefräst. Nach dem notwendigen, circa achtstündigen Sintervorgang, folgte der Glanzbrand mit der zum System gehörigen Glasurmasse (Cercon glaze, DeguDent). Die Innenflächen der einzelnen Kronen wurden mit Aluminiumoxid (50  $\mu\text{m}$ , 2,0 bar) aufgeraut und mit Alkohol gereinigt. Zur adhäsiven Befestigung der Kronen verwendete man den gleichen Befestigungszement, wie bereits bei der Verklebung der zweiteiligen Zirkoniumdioxid-Implantate (Panavia F 2.0, Kuraray, J).

Die Probekörper wurden anschließend vor weiterer Testung zur Dokumentation fotografiert. Es folgte der Einbau von acht Probekörpern je Gruppe in den Kausimulator der Universität Regensburg (EGO, Regensburg, D), um eine künstliche Alterung zu simulieren. Da die Frontzahnsituation überprüft werden sollte, wählte man  $135^\circ$  als Winkel zwischen der Implantat-Längsachse und dem horizontalen PEEK-Plateau, entsprechend der Literaturangaben bezüglich des durchschnittlichen Interinzisalwinkels (15,28). Der Antagonist wurde simuliert durch Steatit-Kugeln ( $d=12$  mm, Ceram Tec, Plochingen, D). Der Kontakt befand sich palatal, 2 mm unterhalb der Inzisalkante (Abb. 1). Die Alterung simulierte man anschließend durch simultane mechanische und thermische Belastungen. Mit Hilfe von Druckluft folgten für jede Probe  $3,6 \times 10^6$  Zyklen mit einer mechanischen Belastung von 100 N und einer Frequenz von 1,6 Hz. Um auch die Temperaturunterschiede in der Mundhöhle zu simulieren, liefen simultan 18.000 Temperaturwechsel von  $5^\circ\text{C}$  oder  $55^\circ\text{C}$  im Wasserbad ab. Ein thermischer Zyklus dauerte zwei Minuten. Diese Umstände simulieren eine 15-jährige Verweildauer in der menschlichen Mundhöhle (9,15,20). Während der 21-tägigen Belastungsperiode wurden die Probekörper mehrmals täglich kontrolliert und bei Beschädigungen aussortiert. Es folgte eine weitere Fotodokumentation. Zudem wurden die Bruchstellen mittels einer elektronenmikroskopischen Aufnahme analysiert (SEM; Vergrößerung: 40-200 x; Arbeitsabstand: 20,4 mm; Spannung: 5-10 keV; Niedervakuum; Quanta FEG 400, FEI Company, Hillsboro, USA) und die Versagensursache eruiert. Sollten Probekörper die

Kausimulation unbeschadet überstanden haben, folgte ein statischer Belastungstest in einer Universalprüfmaschine (Zwick 1446, Ulm, D; v = 1 mm/ min). Hierbei simulierte man auch die Frontzahnsituation (vgl. Abb. 1). Um jedoch etwaige Kraftspitzen zu vermeiden, wurde eine dünne Zinnfolie (0.25 mm, Dentaurum, Ispringen, D) zwischen die Krone und dem Belastungszylinder eingebracht (3,19).

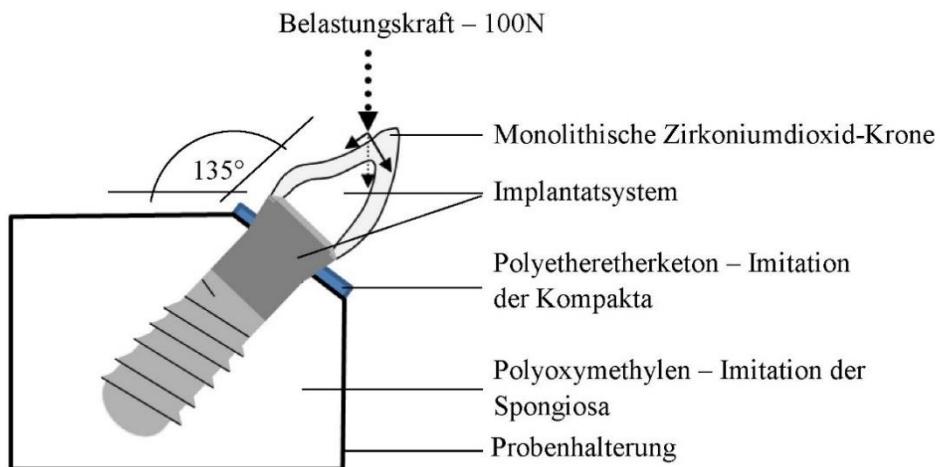


Abb. 1: Versuchsaufbau

Zusätzlich prüfte man zwei weitere Probekörper pro Gruppe, ohne vorherige Belastungsperiode, nach einer 24-stündigen Wasserlagerung, mit dem gleichen statischen Belastungstest. Die gewonnenen Werte dienten als Referenzen. Auch hierbei wurden die Brüche optisch ausgewertet und mittels Fotografie dokumentiert.

Zur Berechnung der maximalen Biegespannung  $\sigma_b$  kam folgende Formel zur Anwendung:

$$\sigma_b = \frac{M}{W},$$

mit M als Biegemoment:  $M = F \times l \times \sin 45^\circ$ ,

und W als Widerstandsmoment:  $W = \frac{\pi}{32} \times D^3$  (D: Implantatdurchmesser).

SPSS Statistics 23 (IBM, Armonk, USA) wurde für Berechnungen und statistische Analysen der Bruchkraft und Biegespannung verwendet. Die Power Analyse (G \* Power 3.1.3, Kiel, D) ergab eine geschätzte Teststärke von > 95% mit acht Probekörpern pro Gruppe. Eine Einweganalyse der Varianz (ANOVA) und der Bonferroni-Test für die Post-hoc-Analyse wurden angewandt. Die Überlebensleistung wurde mit dem Kaplan-Meier-Log-Rank-Test berechnet. Das Signifikanzniveau definierte man auf  $\alpha = 0,05$ .

Die Ergebnisse variierten sehr stark. Jedoch ergab eine Analyse der aussortierten Probekörper für die jeweiligen Gruppen oft ein einheitliches Bruchmuster (vgl. Tab. 2). Weder die Klebeverbindungen, noch die angefertigten Kronen zeigten Defekte.

System	Fehler/ Bruchmuster während der Kausimulation
1 – ZZB	8x Bruch des Abutments im Bereich der Implantatschulter
2 – ZZB	8x Bruch des Abutments im Bereich der Implantatschulter
3 – Z	8x Implantatbruch bei Beginn des Schraubgewindes
4 – Z	4x Implantatbruch bei Beginn des Schraubgewindes 1x Implantatbruch unterhalb der Krone
5 – Z	-
6 – Z	1x Implantatbruch bei Beginn des Schraubgewindes
7 – TTS	3x Schraubenbruch
Referenz	2x Implantatbruch in Kombination mit Schraube
8 – TTS	-
Referenz	-

Tab. 2: Ergebnisse der Kausimulation; Bruchmuster

10 Probekörper der Serien 1-ZZB und 2-ZZB frakturierten bereits vor 1500 mechanischen Zyklen der Kausimulation. Der Kaplan-Meier-Log-Rank-Test ergab signifikante ( $p=0.000$ ) Unterschiede der acht Gruppen (Abb. 2).

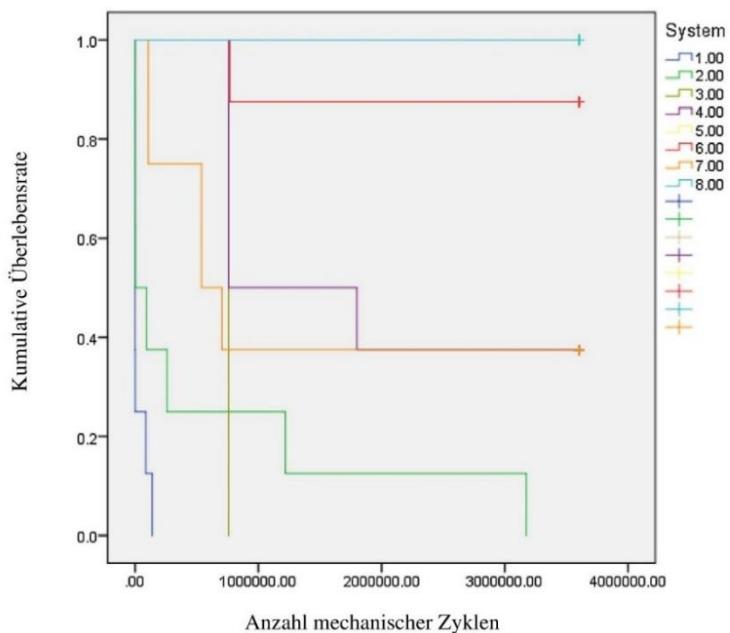


Abb. 2: Kaplan-Meier Überlebenskurve für die verschiedenen Implantatsysteme

Falls alle Probekörper einer Serie ausfielen (1-ZZB, 2-ZZB, 3-Z), fand kein statischer Belastungstest nach Kausimulation statt. Die mittleren ( $\pm$  Standardabweichung) Bruchfestigkeiten der anderen Systeme variierten zwischen  $188 \pm 44,80$  N (7-TTS) und  $508,67 \pm 107,00$  N (4-Z). Dabei zeigten sich signifikante Unterschiede ( $p = 0,000$ ) zwischen den Gruppen. Die einteiligen Zirkoniumdioxid-Implantate 4-Z und 5-Z hatten die signifikant ( $p < 0,05$ ) höchste, mittlere Bruchfestigkeit, gefolgt von dem Titan-Referenzsystem 8-TTS. Die Werte der zweiten Referenzgruppe 7-TTS und der Gruppe 6-Z lagen im unteren Drittel und unterschieden sich nicht signifikant ( $p = 0,083$ ) voneinander.

Die maximalen Biegespannungen divergierten signifikant ( $p = 0,000$ ) zwischen  $381,02 \pm 80,15$  (4-Z) und  $751,45 \pm 36,73$  (5-Z). Trotz der höchsten Bruchkraft zeigte das System 4-Z mit dem größten Durchmesser von 5,0 mm in dieser Studie eine signifikant ( $p < 0,05$ ) niedrige Biegespannung im Vergleich zu anderen Systemen. Lediglich der Biegespannungswert von 7-TTS unterschied sich nicht signifikant ( $p = 1,000$ ) von 4-Z.

Die Bruchkräfte nach 24-stündiger Wasserlagerung waren mit den Ergebnissen nach der 21-tägigen Belastungssimulation vergleichbar. Gruppe 1-ZZB und 2-ZZB erreichten in dieser Testung eine Bruchkraft zwischen 169 N und 242 N. Diese Werte waren niedriger als die entsprechenden Werte von einteiligen Systemen gleichen Durchmessers (3-Z, 4-Z).

Die analysierten Bruchmuster nach dem statischen Belastungstest waren zwischen Proben, welche die Kausimulation durchlaufen hatten, und denjenigen, die 24 Stunden in destilliertem Wasser gelagert wurden, durchaus vergleichbar. Darüber hinaus waren die Versagensmuster während der Alterung ähnlich denen, die nach der statischen Belastung festgestellt wurden. Gruppe 5-Z, in der alle Probekörper die Kausimulation äußerlich unbeschadet durchliefen, zeigte sieben Frakturen der Implantate, nur in einem Fall war die Krone gebrochen. Die Fehlermuster der Referenzserie 8-TTS waren ein Schraubenbruch, eine Kronenlockerung und sechs Schraubenverformungen.

Die Hypothese, dass verschiedene einteilige oder verklebte, zweiteilige Zirkoniumdioxid-Implantatsysteme ein vergleichbares *in vitro* Verhalten besitzen, wie bewährte, verschraubte, zweiteilige Titan-Implantatsysteme, konnte nicht gänzlich bestätigt werden. Teils hohe Ausfallraten rechtfertigen eine klinische Anwendbarkeit einzelner Zirkoniumdioxid-Systeme nur mit Einschränkungen.

Die in früheren Studien beschriebenen Schwierigkeiten bzgl. der Verklebung von Zirkoniumdioxid aufgrund seines inerten Charakters (1,29) zeigten sich nicht in dieser Untersuchung. Weder die Verbindungen der monolithischen Zirkoniumdioxid-Kronen mit den

Zirkoniumdioxid-Abutments, noch jene von Abutment und Implantat der zweiteiligen Zirkoniumdioxid-Implantate (1-ZZB, 2-ZZB) lösten sich. 13 Proben der verklebten zweiteiligen Zirkoniumdioxid-Systeme scheiterten unterhalb von 100.000 mechanischen Belastungen aufgrund von Brüchen der Abutments, was in etwa einer viermonatigen intraoralen Belastungsperiode entspricht (21,30,31). Daher kann darauf geschlossen werden, dass nicht die Klebeverbindung die Versagensursache war, sondern die Konstruktion und Materialqualität der Verbindungsteile (1). Bei etwaigen Materialfehlern oder zu dünnen Verbindungsteilen können derartige Bereiche als Sollbruchstellen fungieren (32). Indes rechtfertigen die Ergebnisse dieser in vitro Untersuchung keine Vorhersage der Bindungsstabilität über längere Zeiträume zu intraoralen Bedingungen. Weiterhin ist das Verklebungsprotokoll sehr komplex. Vor allem intraoral sind viele Fehler, wie Kontamination mit Speichel oder Blut, zu beachten. Jedoch zeigte eine prospektive, kontrollierte, randomisierte Studie nach einem klinischen Zeitraum von 24 Monaten keinen signifikanten Unterschied zwischen verklebten, zweiteiligen Zirkoniumdioxid-Implantaten und einem zweiteiligen Titan-Implantatsystem (33), was für einen langfristig stabilen Klebeverbund spricht.

In vielen Studien wird eine Schraubverbindung als eine Schwachstelle in einem Implantat- system gesehen, da sich in dieser Zone die höchsten Spannungs- und Drehmomentbelastungen konzentrieren würden (1,9,15,34). Auch in der vorliegenden Untersuchung scheiterte die erste Referenzgruppe 7-TTS, ein verschraubtes, zweiteiliges Titan-Implantatsystem, wegen Brüchen der Titanschraube, in Kombination mit dem Bruch des Abutments oder des Implantats. Zusätzlich bleibt festzustellen, dass die Fertigung von stabilen Schraubverbindungen aus Zirkoniumdioxid erheblich schwieriger ist, da Zirkoniumdioxid bei Biegebeanspruchungen anfälliger für Schraubenlockerungen ist und wegen seiner Sprödigkeit ohne vorherige plastische Verformung bricht (1,10,15). Durch die Verwendung von Klebeverbindungen können zum einen dünne Verbindungsteile vermieden werden, zum anderen könnte eine dünne Klebeschicht gleichwohl als Puffer jegliche Ungleichmäßigkeit, die sich aus dem Herstellungsverfahren ergibt, kompensieren. Unter Berücksichtigung der beiden zweiteiligen Zirkoniumdioxid-Systeme 1-ZZB und 2-ZZB konnte diese Hypothese jedoch nicht bestätigt werden. Alle Probekörper frakturierten während der 21-tägigen Belastungsperiode, zu einem großen Teil schon zu Beginn der Untersuchung, und die Ergebnisse der Bruchkräfte nach 24-stündiger Wasserlagerung (1-ZZB: 190 N; 2-ZZB: 240 N) waren im unteren Drittel, verglichen mit den anderen Systemen. Nichtsdestotrotz war die Klebeverbindung nach dem Bruch der Abutments noch intakt, so dass in diesem Fall die Bruchursache mit einer unzureichenden Konstruktion der Verbindungsteile zusammenhängen könnte. Bei einteiligen

Implantatsystemen werden die Schraubverbindung und die eventuell daraus resultierenden Mikrobewegungen vermieden. Auch deshalb bieten viele Hersteller einteilige Zirkoniumdioxid-Implantatsysteme an, die bereits in früheren *in vitro* Studien eine hohe Alterungsbeständigkeit zeigten (15,35). Jedoch müssen einteilige Implantatsysteme in eine perfekte Position und mit passender Implantatachse in den Knochen inseriert werden, was hinsichtlich der oralen Umgebung in den Frontzahnregionen schwieriger ist. Zudem ist eine trans-gingivale, lastfreie Heilungsperiode nötig und bei Bruch des Abutments ist die Entfernung des kompletten Implantats unumgänglich (10). Darüber hinaus macht das Design eine intraorale Abutmentpräparation oft unvermeidlich. Dies sollte mit ausreichender Wasserkühlung durchgeführt werden, um eine mögliche Materialschädigung durch Überhitzung zu vermeiden (5,10,15,35). Anschließend muss eine akkurate Politur der aufgerauten Oberflächen erfolgen, was womöglich nicht von allen Zahnärzten praktiziert wird (21). Um jegliche Beschädigung zu vermeiden, wurden in der vorliegenden Studie Abutmentpräparationen vermieden.

In der vorliegenden Untersuchung divergierten die Ergebnisse der einteiligen Zirkoniumdioxid-Implantatsysteme sehr stark, was einerseits das hohe Materialpotenzial, andererseits auch die hohe Fehleranfälligkeit aufgrund der speziellen, mechanischen Eigenschaften zeigt. Dabei ist eine größere Zuverlässigkeit nicht unbedingt mit der Wahl eines größeren Durchmessers verbunden (Idee des "schwächsten Gliedes"). Ein typischer Implantatdurchmesser für Frontzahnimplantate beträgt 4 mm, obwohl die anatomischen Bedingungen in diesem Bereich oft eingeschränkt sind. In dieser Studie unterschieden sich sowohl Gruppe 1-ZZB und 2-ZZB, als auch 3-Z und Gruppe 4-Z nur durch einen größeren Durchmesser. Trotz des größeren Durchmessers zeigte 2-ZZB die gleiche Ausfallrate wie 1-ZZB und nur eine geringfügig höhere Bruchfestigkeit nach 24-stündiger Wasserlagerung. Kleinere Größen könnten anfälliger sein für Frakturen oder Materialermüdungen. Trotzdem überstanden alle Probekörper der Gruppe 5-Z ( $d = 3,8$  mm) die Alterung ohne Ausfall und nur ein Probekörper der Gruppe 6-Z ( $d = 3,3$  mm), die Gruppe mit dem kleinsten Durchmesser in dieser Untersuchung, frakturierte nach 768.512 mechanischen Belastungen, entsprechend circa drei Jahren klinischer Belastung. Die hohe Belastbarkeit zeigt sich zusätzlich durch die höchsten Biegespannungsergebnisse nach überstandener Kausimulation (5-Z:  $751,45 \pm 36,73$ ; 6-Z:  $733,26 \pm 85,48$ ). Im Vergleich zur Gruppe 4-Z mit der höchsten Bruchkraft nach Alterung und nach 24-stündiger Wasserlagerung waren die Bruchkräfte von 5-Z und 6-Z deutlich geringer. Dennoch zeigten 5-Z und 6-Z höhere Überlebensraten, was auf eine hohe Alterungsbeständigkeit und bessere Materialqualität hindeutet.

Mechanische Belastungskräfte in Frontzahnregionen liegen zwischen 12 und 70 N und erreichen ein Maximum bis zu 300 N (1,10,15). In der vorliegenden Untersuchung wurde eine mittlere Kraft von 100 N gewählt. Verglichen mit den extremen Kräften der ISO-Standard-Tests sollte dies nicht zu unrealistischen Effekten führen. Kombiniert mit einer verlängerten Simulationszeit von 15 Jahren, im Vergleich zu einer Standard-Kausimulation von fünf Jahren (21,30,31), konnten eine klinische Langzeit-Belastungssituation simuliert und Ermüdungseffekte provoziert werden. Da jedoch seitliche Bewegungen fehlten und statische mechanische Kräfte verwendet wurden, konnte die klinische Situation nicht vollständig simuliert werden. Auch der Ausfallzeitpunkt, also die Anzahl der mechanischen Zyklen bei Fraktur, unterschied sich stark zwischen den Proben, wobei ein Ausfall nach nur wenigen Kauzyklen auf Materialqualitätsprobleme zurückgeführt werden könnte. Falls ein Probekörper erst gegen Ende der Belastungssimulation frakturiert, könnte dies mehr auf Materialermüdung hinweisen. Dementsprechend wurden neben sorgfältiger Fotodokumentation die Probekörper, die während der Kausimulation frakturiert waren, mit Hilfe von REM-Bildern analysiert. Auf den Bruchflächen wurden fraktographische Merkmale als Indikatoren für den Ursprung und die Richtung der Rissausbreitung identifiziert. Es zeigt sich, dass Bruchspiegel und Kompressionswirbel in Beziehung zu bereits vorhandener Porosität und Verunreinigung stehen. Diese bereits nach dem Herstellungsprozess bestehenden Fehlstellen können den Ausgangspunkt für Risse darstellen, die sich von der palatinalen Biegezone in Richtung der bukkalen Kompressionszone ausbreiten (1).

Wegen der feuchten oralen Umgebung, waren neben mechanischen Belastungen, auch Thermozyklen Teil des Versuchsaufbaus. Das Vorhandensein von Wasser kann die Materialeigenschaften beeinträchtigen, da, falls nach der Herstellung etwaige Defekte oder Mikrorisse an den Oberflächen vorliegen, Wasser dort eindringen und eine Korrosion von Werkstoffen bewirken kann (8,32,36). In Kombination mit mechanischen Belastungen könnte dies zu einer Transformation der tetragonalen zur monoklinen Phase innerhalb des Zirkoniumdioxids führen (21,37). Die resultierenden Spannungen durch die begleitende Volumenausdehnung von 3-5% (21) erhöhen die Festigkeit des Zirkoniumdioxids, indem sie das Risswachstum einschränken (5,29). Jedoch können fortwährende Belastungen zum Versagen führen (32). Auch eine frühere Studie zeigt, dass Herstellungsprozesse große Einflüsse auf das Langzeitverhalten von Implantatsystemen haben (38).

Falls Oberflächenschäden oder Verunreinigungen sich in unbelasteten Bereichen befinden, sind deren Auswirkungen wohl relativ gering. Liegen sie jedoch im Halsbereich des Implantats, welcher durch Hebelwirkung (3,19) und zusätzliche Biegekräfte ein kritischer Bereich zu sein

scheint, so können diese kleinen Defekte als Sollbruchstellen wirken. Diese Annahme wird durch die geringe Toleranz von Zirkoniumdioxid gegen Zugkräfte (1,15) unterstützt.

Wegen der Begrenzung der Kausimulation auf 3,6 Mio mechanische Zyklen, können Probekörper diese Belastungen überdauern. Speziell in diesem Fall kann ein statischer Belastungstest helfen, das klinische Langzeitverhalten vorherzusagen. Indes sollten die beobachteten Frakturmuster und Daten nicht auf klinische Situationen ohne Einschränkungen übertragen werden. Neben der statischen Bruchprüfung von gealterten Proben wurden zwei nicht gealterte Proben pro Gruppe in destilliertem Wasser für 24 Stunden gelagert und bis zum Bruch in gleicher Weise belastet. Die ermittelten Bruchkräfte waren durchwegs ähnlich, was nur auf einen geringen Einfluss der Alterung auf die Bruchfestigkeit hinweist. Die mittlere Bruchfestigkeit der verklebten zweiteiligen Zirkoniumdioxid-Implantatsysteme war niedriger als bei den meisten anderen Gruppen (190 N, 240 N), was ihre Einschränkungen für die klinische Anwendbarkeit bestätigte.

Frühere Studien forderten eine minimale anfängliche Bruchfestigkeit anteriorer Restaurationen von etwa 400 N (20,31). Dies wurde nur durch die Gruppen 5-Z und 8-TTS voll erfüllt. Indes hat Gruppe 4-Z eine Bruchfestigkeit von mehr als 500 N nach Kausimulation, auch nach 24-stündiger Wasserlagerung, versagte aber fünfmal während der 21-tägigen Belastungsphase, woraus eine nur eingeschränkte Eignung für die klinische Anwendung gefolgt werden sollte. Zumeist werden bei in vitro Untersuchungen homogene Kunststoffe zur Knochenimitation herangezogen. Patienten dagegen haben individuelle Knocheneigenschaften, welche zusätzlich zwischen den verschiedenen Kieferarealen variieren (26,27). In der vorliegenden Studie wurde die menschliche Knochenstruktur durch die Kombination von POM als Spongiosa und einer 1 mm dünnen faserverstärkten PEEK-Platte als kortikaler Knochen künstlich nachgeahmt. Die Elastizitätsmoduln dieser Materialien entsprechen denjenigen des menschlichen Knochens (6,24), aber auch hierbei bleibt beispielsweise die Inhomogenität des menschlichen Knochens unberücksichtigt (27). Ferner wurde die 1 mm Schichtstärke der PEEK-Platte entsprechend durchschnittlicher Literaturangaben ausgewählt. Dabei bleibt jedoch zu berücksichtigen, dass diese von Messmethode, Alter und Geschlecht beeinflusst wird (25,27).

Da der vorliegende Versuchsaufbau die Frontzahnsituation simuliert, wurde ein Interinzisalwinkel von 135° gewählt, wie er bei idealer Okklusion vorliegt. Daraus resultiert eine 45 °-Achsenbelastung, wie auch in früheren Studien (1,9,35). Im Gegensatz dazu wird in dem ISO14801 Testverfahren eine 30° Belastung angewendet (39). Gegenüber der vorliegenden Studie könnte man argumentieren, dass keine menschlichen Zähne als Antagonisten verwendet wurden, sondern Steatitkugeln (1,3,31,37). Einerseits stellt dies eine

standardisierte antagonistische Situation sicher, andererseits können nur menschliche Zähne eine klinisch relevante Simulation gewährleisten (21).

Als prothetische Versorgung kamen monolithische Zirkoniumdioxid-Kronen zum Einsatz. Klinisch würde man aus ästhetischen Gesichtspunkten Glas- oder Feldspatkeramiken bevorzugen. Dagegen hatte diese Untersuchung die Testung der Implantate als Ziel. Daher zog man die monolithischen Kronen wegen ihrem überlegenen mechanischen Verhalten vor, um etwaige Ausfälle wie Kronenfrakturen zu vermeiden (15).

Diese *in vitro* Studie untersuchte sowohl einteilige, als auch verklebte, zweiteilige Zirkoniumdioxid-Implantatsysteme. Nur ein einzelnes, einteiliges System erscheint für Frontzahnversorgungen ohne Einschränkungen akzeptabel. Die Hersteller versuchten die bekannten Vorteile der zweiteiligen Titan-Implantatsysteme auch auf Zirkoniumdioxid-Implantate zu übertragen. Leider ist das Design, vor allem der Verbindungsteile, noch nicht vollständig ausgereift, weshalb es weiterer Forschung bedarf. Bis dahin können einteilige Zirkoniumdioxid-Implantatsysteme in limitierten Situationen angewendet werden. Im Falle von zweiteiligen Systemen sollte jedoch Titan als etabliertes und erprobtes Material zum Einsatz kommen.

Unter Berücksichtigung des hohen Potentials des Materials und der gut funktionierenden Klebeverbindungen sollte es allerdings möglich sein, zweiteilige Zirkoniumdioxid-Implantatsysteme für eine sichere, anteriore Anwendung zu entwickeln.

Allerdings sollten die Herstellungsprozesse und auch die Qualitätskontrollen optimiert werden, da Materialdefekte in dieser Studie dokumentiert wurden. Diese können, vor allem Bezug nehmend auf die Sprödigkeit und die geringe Zugfestigkeit des Zirkoniumdioxids, die Leistungsfähigkeit der Implantatsysteme sehr stark einschränken.

## Publikation

Armin Kammermeier<sup>1</sup>, Martin Rosentritt<sup>1</sup>, Michael Behr<sup>1</sup>,  
Sibylle Schneider-Feyrer<sup>1</sup>, Verena Preis<sup>1</sup>:

In vitro performance of one- and two-piece zirconia implant systems for anterior application.

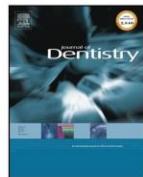
***Journal of Dentistry*** 53 (2016) 94-101

Impact Factor 2015: 3.109 <sup>2</sup>

5-Year Impact Factor: 3.254 <sup>2</sup>

<sup>1</sup>Department of Prosthetic Dentistry, Regensburg University Medical Center, Regensburg 93042, Germany.

<sup>2</sup>© Journal Citation Reports 2016, published by Thomson Reuters



## In vitro performance of one- and two-piece zirconia implant systems for anterior application

Armin Kammermeier, Martin Rosentritt, Michael Behr, Sibylle Schneider-Feyrer,  
Verena Preis\*

Department of Prosthetic Dentistry, Regensburg University Medical Center, Regensburg 93042, Germany

### ARTICLE INFO

#### Article history:

Received 12 January 2016

Received in revised form 9 August 2016

Accepted 11 August 2016

#### Keywords:

Implant

Zirconia

One-piece

Two-piece

Chewing simulation

Fracture resistance

### ABSTRACT

**Objectives:** To investigate the long-term in vitro performance and fracture resistance of one-piece and bonded two-piece zirconia implant systems for anterior application.

**Methods:** Two groups of bonded two-piece zirconia (ZZB), four groups of one-piece zirconia (Z), and two groups of two-piece titanium (TTS, reference) implant systems were restored with identical monolithic zirconia crowns ( $n=10$ /group). Eight specimens per group were mounted at an angle of 135° in the chewing simulator and subjected to thermal cycling (TC: 18,000 cycles; 5°/55°) and mechanical loading (ML:  $3.6 \times 10^6$  cycles; 100N) simulating an anterior situation. Fracture resistance and maximum bending stress were determined for specimens that survived aging and for two references per group after 24 h water storage. SEM pictures were used for failure analysis. Data were statistically analysed (one-way-ANOVA, post-hoc Bonferroni, Kaplan-Meier-Log-Rank,  $\alpha=0.05$ ).

**Results:** A one-piece zirconia and a two-piece titanium implant system survived TCML without failures. Both bonded two-piece zirconia implant systems and a one-piece zirconia implant system totally failed (fractures of abutment or implant). Failure numbers of the other systems varied between 1× (1 group) and 5× (2 groups). Significantly different survival rates were found (Log-Rank-test:  $p=0.000$ ). Maximum fracture forces/bending stresses varied significantly (ANOVA:  $p=0.000$ ) between  $188.00 \pm 44.80$  N/ $381.02 \pm 80.15$  N/mm<sup>2</sup> and  $508.67 \pm 107.00$  N/ $751.45 \pm 36.73$  N/mm<sup>2</sup>. Mean fracture values after 24 h water storage and TCML were not significantly different.

**Conclusion:** Zirconia implant systems partly showed material defects or connection insufficiencies. Bonded two-piece systems had higher failure rates and lower fracture resistance than one-piece implants.

**Clinical significance:** Individual zirconia implant systems may be applied in anterior regions with limitations.

© 2016 Elsevier Ltd. All rights reserved.

## 1. Introduction

Implants are considered as state-of-the-art method for replacing missing teeth [1–4]. Besides the well-proven titanium implant systems, there is the possibility to use zirconia implants [5]. Both materials differ in many aspects and have their own specific advantages and disadvantages. Titanium offers its lightweight, its biocompatibility, the ability to repair itself instantaneously if damaged due to the passivating oxide layer, and the resistance to chemical attacks [2,3,6]. However, the grey colour of titanium may shine through the thin mucosa, especially if applied in the anterior

region [1,5,7–10]. In addition, only newer titanium alloys are characterized by an elastic modulus that is close to human bone [6], and some studies reported on galvanic reactions that occurred after the contact with saliva and fluoride. Inflammatory response and bone resorption were also found to be induced by titanium particles [3,8,11–13].

Since in the recent years patient demands for metal-free, tooth-coloured alternatives have raised, zirconia implant systems have been developed [14]. The white colour and the possibility of staining zirconia is an advantage [15]. Zirconia shows comparable osseointegration as titanium [16,17], but less plaque accumulation, which improves the soft tissue management and reduces the risk of peri-implantitis [2,5,7,14,18]. Moreover, the high hardness and the inert character of zirconia allows to remove residual cements easily [15] and only a minimal ion release is documented [3].

\* Corresponding author.

E-mail address: [verena.preis@ukr.de](mailto:verena.preis@ukr.de) (V. Preis).

Unfortunately, experiences with titanium implant systems can be transferred to zirconia implants only with limitations. In contrast to metal, zirconia is more brittle and more assailable by bending, subcritical crack growth, and low-temperature degradation [19]. However, it offers high strength and structural reliability [1,7,15,20,21]. In addition, there are lots of differences in manufacturing processes, which may have an influence on properties and clinical performance of zirconia implant systems [5].

Due to these properties it is more difficult to realize screw connections or other gracile structures with zirconia. Screwed zirconia implant systems have been introduced to clinical application recently, but a screwed connection may not reach the same clinical reliability as proven for titanium implant-abutment connections yet [15]. Therefore, most currently used zirconia implants are one-piece or bonded two-piece systems. A bonded connection allows many benefits of a two-piece implant system. It was previously shown that the weak point is not the bonding connection, despite of the inert character of zirconia, but primarily the design of the connecting parts [1]. However, because neither one-piece nor bonded two-piece systems offer a reversible connection between abutment and implant, the entire implant has to be removed in case of severe failures [15].

Zirconia implant systems are not yet part of clinical routine treatment, also because of little scientific and in vitro information [15]. Nevertheless, there are studies which conclude that zirconia has the potential to become an alternative to titanium implants [3,17,20,22].

Before zirconia implant systems can be routinely applied in clinical practice with a clear conscience, in vitro tests may be helpful, especially regarding the challenging loading situation (bending stress) in an anterior region. In vitro mechanical loading combined with simultaneous thermal cycling may predict the influence of hydrolytic effects and the mechanical performance. Furthermore, a long-term simulation of the clinical situation might give more exact information about possible errors and reasons for fatigue failures [4,23]. Finally, a static fracture test of implant systems without appearing failures during aging might indicate the presence of initiated defects and help to compare individual systems.

The hypothesis of this investigation was that individual one-piece or bonded two-piece zirconia implant systems provide similar in vitro performance and fracture resistance like well-proven two-piece screwed titanium systems, which may justify their application for clinical anterior restorations.

## 2. Materials and methods

A total of six different groups of zirconia one-piece or bonded two-piece implant systems ( $n=10$  per group) were investigated. Two well-known two-piece screwed titanium systems were used as reference (Table 1). Depending on the availability and the specifications of the individual manufacturers, the implant diameters differed between 3.3 mm and 5.0 mm. To investigate the influence of the implant diameter within a system, a one-piece and a bonded two-piece implant-system were tested with different implant diameters (1-ZZB/2-ZZB; 3-Z/4-Z). All implants were carefully positioned in resin at bone or tissue level, as specified by the manufacturer. To get results close to the clinical situation, the structure of the natural jawbone was recreated. The cancellous bone was imitated by polyoxymethylene (POM, Young's modulus: 2.6 GPa). A 1 mm thin layer of 30% fibre-reinforced polyetheretherketone (PEEK, Young's modulus: 10.0 GPa) was added as cortical bone. The Young's moduli of the resins matched the average values of 1–4 GPa for cancellous bone and 7–20 GPa for cortical bone, as reported in literature data [19,24–27]. In order to ensure a consistent lever arm, the distance between the PEEK-bone level and the incisal edge of the crown was the same for all specimens. The bonded two-piece zirconia implant systems were completed with straight prefabricated zirconia abutments by using resin-based composite (Panavia F 2.0, Kuraray, J). For the two-piece titanium systems the prefabricated straight titanium abutments were tightened with titanium screws using a torque gauge (35 Ncm) according to the manual instructions. As routinely recommended in clinical practice, the screw preload was controlled after 15 min, and the screw was retightened if necessary. The 80 specimens were restored with full-contour crowns (tooth 21) of identical external shape. The crown length was set at  $13.0 \pm 0.1$  mm and the crowns were made of yttria-stabilized zirconia (Cercon HT, DeguDent, Hanau, G) by using the CAD/CAM (computer aided design/computer aided manufacturing) technique (Cercon eye/art/brain/heat plus, DeguDent). In order to avoid any abutment preparations, the inner geometry of the crowns was exactly customized to the individual abutment designs, respecting a minimum layer thickness of 0.46 mm. The crowns were glazed with the corresponding glazing material (Cercon glaze, DeguDent). The inner faces of the crowns were sandblasted (50  $\mu$ m, 2.0 bar) and adhesively fixed to the abutments with the same resin-based composite cement as already used for the abutment cementation (Panavia F 2.0, Kuraray, J).

**Table 1**

Overview of implant systems: Z: one-piece zirconia implant system; ZZB: screwed/bonded two-piece zirconia implant system; TTS: screwed two-piece titanium implant system (HIP: Hot Isostatic Post compaction; SLM: Surface Laser Modified; ZLA: Zirconia Sand-blasted, Large grit, Acid-etched; SLA: Sand-blasted, Large grit, Acid-etched).

System	Name/Manufacturer	Material implant/abutment	Connection	Implant diameter x length [mm]	Tissue/Bone Level (TL/BL)	Fabrication	Surface
1 – ZZB	Z5c-40/Z-Systems, CH	zirconia/zirconia	bonded	4.0 × 10.0	TL	Isostatic Pressing, HIP	SLM
2 – ZZB	Z5c-50/Z-Systems, CH	zirconia/zirconia	bonded	5.0 × 10.0	TL	Isostatic Pressing, HIP	SLM
3 – Z	Z5m-40/Z-Systems, CH	zirconia	–	4.0 × 10.0	TL	Isostatic Pressing, HIP	SLM
4 – Z	Z5m-50/Z-Systems, CH	zirconia	–	5.0 × 10.0	TL	Isostatic Pressing, HIP	SLM
5 – Z	SDS1.1_3811/SDS, CH	zirconia	–	3.8 × 11.0	TL	Isostatic Pressing, Sintering, HIP	"SLA-similar" surface, additively blasted with zirconia
6 – Z	PURE Ceramic Implant ND, Straumann G	zirconia	–	3.3 × 12.0	TL	Sintering, HIP, Machining, Proof test	ZLA
7 – TTS Reference	Bone Level, NC, Straumann G	titanium/titanium	screwed (titanium) 35 Ncm	3.3 × 12.0	BL	Machining	SLA
8 – TTS Reference	Standard Plus, Straumann G	titanium/titanium	screwed (titanium) 35 Ncm	4.1 × 12.0	TL	Machining	SLA

Eight specimens per group were tested in a chewing simulator (EGO, Regensburg, G). In order to simulate clinical anterior loadings, the angle between the long axis of the implant and the horizontal PEEK plane was set to 135°, corresponding to the average interincisal angle [15,28]. Steatite balls ( $d = 12$  mm Ceram Tec, Plochingen, G) were used as antagonists. They were positioned in maximal contact at the palatal surface 2 mm from the incisal edges of the crowns (Fig. 1). The specimens were subjected to long-term thermal cycling (TC) and mechanical loading (ML) at the same time in order to simulate fatigue failures. Specimens were loaded pneumatically with a load of 100 N for  $3.6 \times 10^6$  cycles at a frequency of 1.6 Hz (simulated mouth opening: 2 mm). During mechanical loading specimens were thermally aged for 18,000 cycles in distilled water at changing temperatures of 5 and 55 °C, with a duration of 2 min for each cycle. These parameters might simulate a maximum of fifteen years of oral service [9,15,20]. Online failure control was performed and obviously damaged specimens were excluded from the simulation. In these cases a fractographic failure analysis was done by using scanning electron micrographs (SEM; magnification: 40–200 $\times$ ; working distance: 20.4 mm; voltage: 5–10 keV; low vacuum; Quanta FEG 400, FEI Company, Hillsboro, USA). After TCML, implant systems without any damage were loaded until fracture with a universal testing machine (Zwick 1446, Ulm, G;  $v = 1$  mm/min). In analogy to TCML, the anterior loading scenario was transferred to the fracture test. Though, to avoid any force peak, a thin tin foil (0.25 mm, Dentaurum, Ispringen, G) was positioned between the loading stamp and the crowns [4,19].

Besides the specimens that underwent TCML, two unaged reference samples per group were stored in distilled water for 24 h and were loaded until fracture. After fracture testing, the failed systems were optically examined and the failure mode was documented.

Maximum bending stress  $\sigma_b$  was calculated using the formula:

$$\sigma_b = \frac{M}{W}$$

with M as bending moment:  $M = F \times l \times \sin 45^\circ$ , and W as moment of resistance:  $W = \frac{\pi}{32} \times D^3$  (D: diameter of the implant).

SPSS Statistics 23 (IBM, Armonk, USA) was used for calculations and statistical analysis of fracture force and bending stress. Power calculation (G\*Power 3.1.3, Kiel, G) indicated an estimated power of >95% using eight specimens per group. One-way analysis of variance (ANOVA) and the Bonferroni-test for post-hoc analysis were applied. Survival performance was calculated with Kaplan-Meier Log-Rank test. The level of significance was set to  $\alpha = 0.05$ .

### 3. Results

Both bonded two-piece zirconia implant systems and one group of the one-piece zirconia implants (3-Z) failed with all specimens

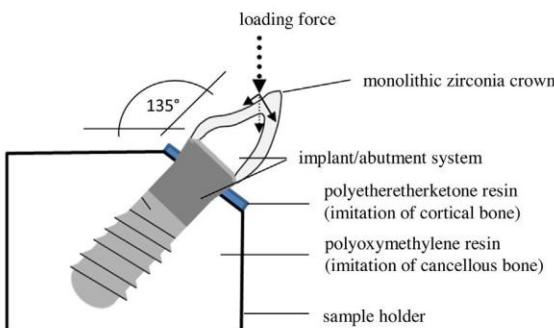


Fig. 1. Design of testing apparatus and loading situation.

during TCML. In group 4-Z five implants fractured, in group 6-Z only one specimen. Group 5-Z was the only one-piece zirconia implant system that withstood TCML without any failures. All samples of 1-ZZB and 2-ZZB showed fractures of the abutments near the implant neck (Fig. 2). Fractures of the implants at the beginning of the screw thread were found for all failed specimens of the one-piece zirconia systems (Fig. 3). Fractographic features like fracture mirrors and compression curls were clearly visible as indicators of the origin and direction of crack propagation. Porosities and impurities on the fractured surfaces were identified as initial flaws for cracks emanating and propagating from the bending zone on the palatal side to the compression zone at the buccal side of the implants or abutments. The first reference system 7-TTS fractured five times during chewing simulation, three times because of fractures of screw and abutment, two times because of fractures of screw combined with implant. The second reference system 8-TTS did not show any damage after TCML. Neither damage to full-contour zirconia crowns nor failures of the adhesive bonding were observed. Number of mechanical loadings at failure and more detailed failure descriptions are given in Table 2.

The majority of specimens of series 1-ZZB and 2-ZZB failed already at the beginning of chewing simulation: ten specimens failed before reaching 1500 mechanical loadings. The Kaplan-Meier Log-Rank provided significant ( $p = 0.000$ ) differences between the eight groups (Fig. 4).

Groups with a total failure rate during TCML (1-ZZB, 2-ZZB, 3-Z) were excluded from the subsequent fracture test. The mean ( $\pm$ SD) fracture forces of the other systems varied between  $188.00 \pm 44.80$  N (7-TTS) and  $508.67 \pm 107.00$  N (4-Z), showing significant ( $p = 0.000$ ) differences between the groups (Table 2). The one-piece zirconia implants 4-Z and 5-Z had significantly ( $p < 0.05$ ) highest mean fracture forces, followed by the titanium reference system 8-TTS. The second reference group 7-TTS and group 6-Z ranged in the lower third and did not differ significantly ( $p = 0.083$ ) from each other.

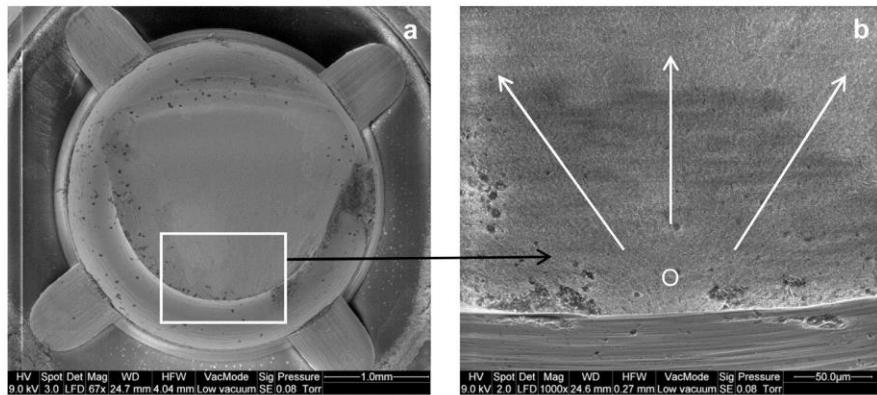
Maximum bending stresses varied significantly ( $p = 0.000$ ) between  $381.02 \pm 80.15$  N/mm $^2$  (4-Z) and  $751.45 \pm 36.73$  N/mm $^2$  (5-Z). Despite of the highest fracture force, system 4-Z with the largest diameter of 5.0 mm in this study provided the significantly ( $p < 0.05$ ) lowest bending stress compared to the other systems. Only the bending stress value of 7-TTS did not differ significantly ( $p = 1.000$ ) from 4-Z.

The fracture forces after 24 h water storage were comparable to the results after TCML. Groups 1-ZZB and 2-ZZB, which failed with all specimens during TCML, showed 24 h forces between 169 N and 242 N. These values were lower than the respective values of one-piece systems of the same diameter (3-Z, 4-Z).

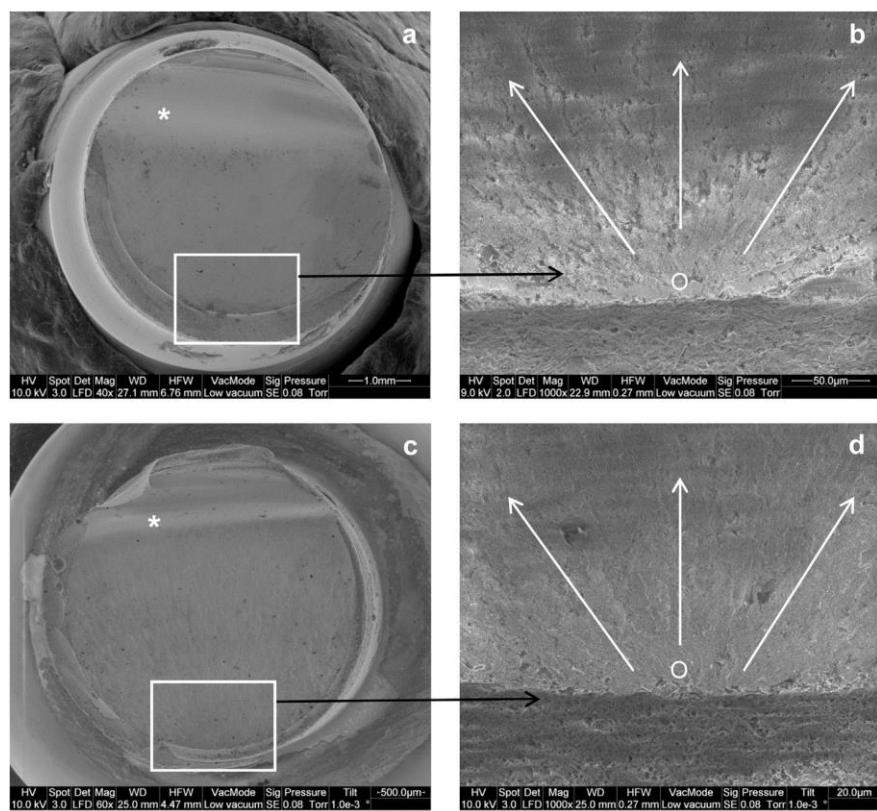
The failure modes observed after fracture testing were comparable between specimens after TCML and after 24 h water storage. Furthermore, failures observed during aging were similar to that found after static loading to fracture. Group 5-Z that survived TCML without any failure showed fractures of implants in seven specimens, and only in one case the crown fractured. The reference 8-TTS showed one fracture of the screw, one crown loosening and six screw deformations.

### 4. Discussion

The hypothesis that different one-piece or bonded two-piece zirconia implant systems provide similar in vitro performance and fracture resistance like well-proven screwed two-piece titanium systems could not be confirmed. Partly high failure rates during TCML may justify the clinical application of individual zirconia systems with limitations.



**Fig. 2.** Exemplary overview (a) and detail (b) SEM pictures (x67-1000) of a fractured two-piece bonded zirconia implant-abutment system (1-ZZB), showing the origin (O) and direction of crack propagation (arrows).



**Fig. 3.** Exemplary overview (a, c) and detail (b, d) SEM pictures (x40-1000) of fractured one-piece zirconia implants of groups 3-Z (a, b) and 6 Z (c, d), showing the origin (O) and direction of crack propagation (arrows), and compression curls (\*).

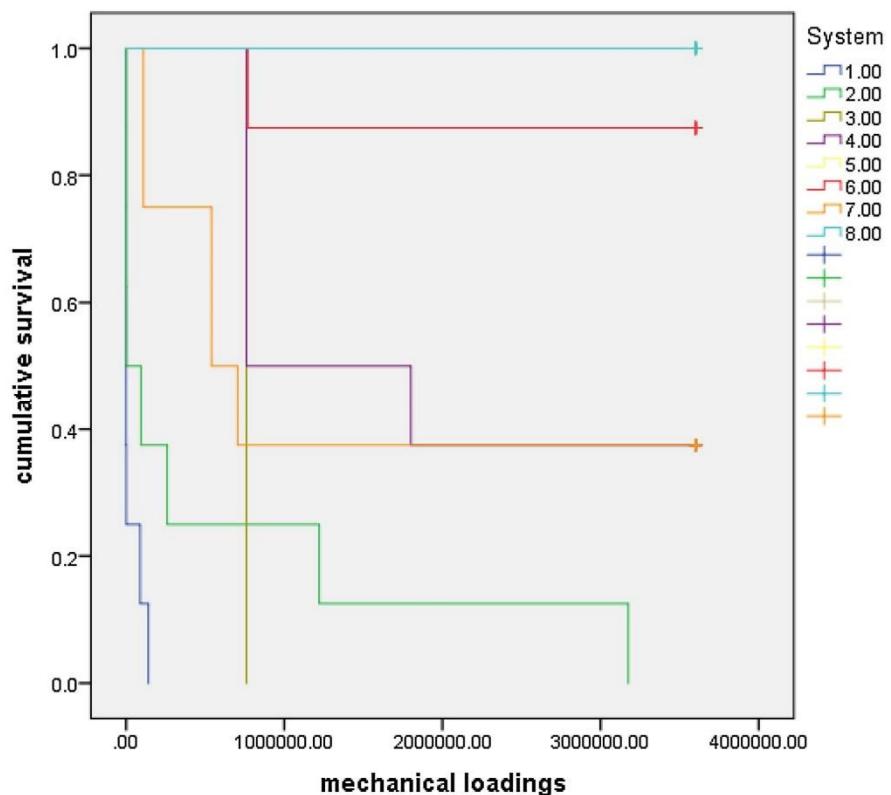
The often described difficulties concerning the bonding connection of zirconia because of its inert character [1,29] had no influence in this investigation. Neither the connections of the monolithic zirconia crowns to the zirconia abutments nor the bonded connection of abutment and implant of the two-piece implant systems (1-ZZB, 2-ZZB) detached. However, twelve specimens of the bonded two-piece zirconia systems failed below 100,000 mechanical loadings because of fractures of the abutments. This corresponds only to an approximate four-month-

period of intraoral use [21,30,31]. Fracture forces after 24 h water storage (1-ZZB: 190 N; 2-ZZB: 240 N) were in the lower third compared to the other systems. The reason for failures and low fracture forces may be insufficiencies in the design and material quality of the connection parts, as previously discussed [1]. If a connecting part becomes too thin or has material defects, this area may be a predetermined breaking point [32]. In SEM material porosities and impurities were clearly identified as origin of fractures. In this in vitro investigation no prediction of the bonding

**Table 2**

Results after TCML and fracture testing.

System	TCML		Fracture test after TCML			Fracture test after 24 h water storage	
	Number of failed implants/abutments	Mechanical loadings – type of failure	Fracture force [N] Mean $\pm$ SD	Maximum bending stress [N/mm <sup>2</sup> ] Mean $\pm$ SD	Type of failure	Fracture force [N] (n=2); Mean [N]	Type of failure
1 – ZZB	8	3 $\times$ 37, 59, 83, 1208, 88454, 139660: fracture of abutment	–	–	–	169, 211; 190	2 $\times$ fracture of abutment
2 – ZZB	8	24, 175, 263, 679, 94114, 260077, 1220375, 3175268: fracture of abutment	–	–	–	238, 242; 240	2 $\times$ fracture of abutment
3 – Z	8	8 $\times$ 760324: fracture of implant	–	–	–	346, 357; 351.5	2 $\times$ fracture of implant
4 – Z	5	4 $\times$ 760324, 1800058: fracture of implant	508.67 $\pm$ 107.00	381.02 $\pm$ 80.15	3 $\times$ fracture of implant	460, 573; 516.5	2 $\times$ fracture of implant
5 – Z	0	–	440.38 $\pm$ 21.53	751.45 $\pm$ 36.73	7 $\times$ fracture of implant	410, 442; 426	2 $\times$ fracture of implant
6 – Z	1	768512: fracture of implant	281.71 $\pm$ 31.84	733.26 $\pm$ 85.48	7 $\times$ fracture of implant	262, 277; 269.5	2 $\times$ fracture of implant
7 – TTS Reference	5	109000, 539614, 704201: fracture of screw and abutment 109000, 539614: fracture of screw and implant	188.00 $\pm$ 44.80	489.34 $\pm$ 116.60	3 $\times$ deformation of screw, abutment and implant	206, 233; 219.5	2 $\times$ deformation of screw, abutment and implant
8 – TTS Reference	0	–	404.25 $\pm$ 15.05	549.20 $\pm$ 20.45	1 $\times$ fracture of screw 1 $\times$ crown loosening 6 $\times$ screw deformation	299, 406; 352.5	2 $\times$ fracture of screw

**Fig. 4.** Kaplan-Meier survival curve for the different implant systems.

stability over longer periods of time in intraoral conditions can be given. A previous *in vivo* investigation showed no significant differences of a bonded two-piece zirconia implant system compared to a two-piece titanium implant system after a clinical period of 24 months [33].

Screwed connection is a weak point in an implant system as it is the zone with the highest stress and torque concentration [1,9,15,34]. Accordingly, in the present study the first reference group 7-TTS, a screwed two-piece titanium implant system, failed because of fractures of the screw, combined either with fractures of the abutment or implant. Screwed connections are difficult to realize for zirconia as it is more vulnerable to screw loosening or any deformation in the connecting area due to its brittleness [1,10,15]. In one-piece zirconia implant systems, the screw and any possibly appearing micro-motions are avoided. Because of the described mechanical problems associated with connecting zirconia implant parts, many manufacturers offer one-piece zirconia implant systems, which already proved to have a high resistance against aging in previous *in vitro* studies [15,35]. However, several disadvantages have to be considered. One-piece implant systems need a trans-gingival load-free healing period and have to be inserted into the perfect anatomical position. In case of severe fracture of the abutment the whole implant has to be removed [10]. Intraoral abutment preparation is often inevitable and should be carried out with water cooling in order to avoid overheating or decrease of fracture resistance [5,10,15,35]. Subsequently, an accurate repolishing of the roughened surfaces is mandatory but is unfortunately not practiced by all dentists [21]. To avoid any damage to zirconia, abutments were not altered in the present investigation.

The results of the one-piece zirconia implant systems differed widely, partly showing failures of all specimens during TCML (3-Z) as well as surviving TCML without any failure (5-Z). These results indicate the high potential of the material but also its high proneness to errors. A greater reliability is not necessarily associated with choosing a larger diameter of the implant (idea of the "weakest link"), considering the results of the different groups of zirconia implant systems in this study (Table 2). This is in accordance with previous studies showing that fracture forces were not only depended on the implant diameter [1,15]. A typical diameter of implants in the anterior regions of maxilla is 4 mm, although the anatomical conditions in this area are often limited. Groups 1-ZZB and 2-ZZB as well as 3-Z and 4-Z differed only in diameter. Despite of a larger diameter, 2-ZZB showed identical high failure rates (8x) as 1-ZZB, and only slightly higher fracture forces after 24 h water storage. Group 5-Z (d = 3.8 mm) survived aging without any failure, and group 6-Z (d = 3.3 mm), the group with the smallest diameter in this investigation, showed only one fracture after 768,512 mechanical loadings, which corresponds to about three years of oral aging. Accordingly, these groups showed the highest bending stress values after TCML (5-Z: 751.45 ± 36.73; 6-Z: 733.26 ± 85.48). In comparison to group 4-Z, which had the highest fracture force after TCML and after 24 h water storage, fracture forces of 5-Z and 6-Z were much lower (Table 2). Nevertheless, 5-Z and 6-Z showed high survival rates during TCML, indicating a high resistance against aging.

Average mechanical loading forces in the anterior regions range between 12 and 70 N and reach a maximum of 150–300 N [1,10,15]. In the present investigation an average force of 100 N was chosen, which corresponds to a high loading situation compared to the *in vivo* situation but – in relation to the extreme forces of ISO standard implant testing – may not cause any unrealistic high bending effects. Combined with a prolonged simulation time of 15 years – compared to standard TCML of five years [21,30,31] – an enduring clinical situation and fatigue failures might be simulated. However, the absence of lateral movements and the use of static

mechanical forces do not completely reproduce the clinical situation.

The number of mechanical loadings at failure differed widely between the eight groups (Table 2). Therefore, a failure after only a few chewing cycles may draw attention to material quality problems, as shown in SEM pictures. This applies to groups 1-ZZB and 2-ZZB (37–1208 mechanical loadings). Other specimens failed at the ending of the enduring test, which might be more typical for fatigue of materials. After careful examination of the specimens that failed during TCML material quality and surface defects in the neck region of the implants and abutments were identified as reasons for failures. In SEM pictures of fractured surfaces (Fig. 2, Fig. 3) fractographic features were identified as indicators of the origin and direction of crack propagation. Fracture mirrors and compression curls are related to pre-existing porosities and impurities on the fractured surfaces. These initial faults might act as triggers for cracks emanating and propagating from the bending zone to the compression zone. These failures from the palatal side to the buccal side of the implants or abutments are in accordance to the results of previous investigations [1].

As all failures originated from the neck region of the implants and abutments, the surface morphology of the embedded parts of the implants (corresponding to the osseointegrated parts *in vivo*) played a minor role in this study. Differing surface morphologies of the investigated implants as SLM, SLA or ZLA may be more crucial for investigations on osseointegration. The neck regions of all implants were machined, suggesting that defects as a result of machining are critical when localized in the bending zone of implant-abutment combinations. Due to the low tolerance of zirconia against tensile forces any flaws might act as predetermined breaking points. Similarly, inner material defects as a result of poor material quality or insufficiencies of the fabrication process further decrease resistance to fracture.

To simulate the moist oral environment thermocycling was applied. The presence of water may additionally impair material's properties. Via superficial manufacturing defects and micro-cracks water can penetrate and cause corrosion of materials [8,32,36]. Combined with artificial loading, this might lead to phase transformation of zirconia from the tetragonal phase to monoclinic phase [21,37]. The resulting compressive stresses by volume expansion of 3–5% [21] increase the strength of zirconia by hindering the crack growth [5,29]. Repeated loadings might overcome the stabilizing effect and finally lead to failure [32]. A previous study has shown that the type and the precision of the manufacturing process have a strong influence on the survival of implant systems [38].

Due to the limitation of TCML to 3.6 Mio mechanical cycles, specimens might survive TCML without any failures. In this case a subsequent static loading test may help to predict clinical behaviour by indicating weak points. Besides static fracture testing of aged specimens, two unaged samples per group were stored in distilled water for 24 h and were loaded until fracture in the same way. The fracture forces were similar, indicating only a small influence of TCML. The mean fracture resistance of the bonded two-piece zirconia implant systems (190 N, 240 N), which completely failed during TCML, was lower than for most other groups, confirming their limitations for clinical application.

In previous studies a minimum fracture resistance of anterior restorations of about 400 N was postulated [20,30]. These claims are fully met only by 5-Z and 8-TTS, the well-proven screwed two-piece titanium system. Group 4-Z has a fracture resistance of more than 500 N after TCML and after 24 h water storage, but failed five times in TCML. Hence, 4-Z seems acceptable for clinical use only with limitations.

The results of this in vitro investigation can be related to clinical application only with limitations. Each patient has different bone properties, further influenced by different areas in the jaw. In the present study the structure of bone was recreated by using POM as cancellous bone, and a thin fibre-reinforced PEEK plate as cortical bone. Young's moduli of these materials correspond to Young's moduli of human bone [6,24], but the human jaw is not as homogeneous as the used resins [27]. The thickness of 1 mm of the PEEK plate matches the literature data but it has to be taken into consideration that cortical bone thickness depends on measuring methods and is further influenced by age and gender, for example [25,27].

In order to simulate the clinical situation an interincisal angle of 135° was chosen, as found for people with normal occlusion. This results in a 45°-off-axis-loading, as it has often been used in previous studies [1,9,35], but differs from ISO 14801 with 30°-loading [39]. It might be argued that no human teeth were used as antagonists but steatite spheres, as already described previously [1,4,30,37]. Steatite ensures a standardized antagonistic situation, but only human teeth may guarantee a clinically relevant simulation [21]. The implant systems were restored with monolithic zirconia crowns that may not fully meet the aesthetic requirements in the anterior regions. Nevertheless, testing of zirconia implant systems was the main aim of this investigation. Therefore, monolithic crowns with superior mechanical behaviour and higher fracture resistance were chosen to avoid failures like chipping or fracture of the prosthetic crowns [15].

This in vitro study was an examination of different zirconia implant systems, both one-piece systems and bonded two-piece systems. One-piece zirconia implant systems may be successfully applied in some limited situations. Regarding the high failure rates and low fracture resistance of two-piece bonded zirconia implants, further research is suggested. As two-piece systems, titanium implant systems may still be preferred. Nevertheless, designing a viable two-piece zirconia system for anterior application should be possible, considering the high potential of the material and the good bonding connection. For zirconia implant systems, high demands have to be placed on the manufacturing process, quality control and proof tests, as material and surface defects were identified as a major reasons for failure.

## 5. Conclusions

Bonded two-piece zirconia implant systems showed more failure rates and lower fracture resistance than well-proven screwed two-piece titanium systems and hence may not be acceptable for clinical anterior requirements. Individual one-piece zirconia systems showed high variations in failure rates and fracture resistance and might therefore be applied in anterior regions with limitations.

## Acknowledgements

We would like to thank Z-Systems, SDS and Straumann for providing the materials.

## References

- [1] M. Rosentritt, A. Rembs, M. Behr, S. Hahnel, V. Preis, In vitro performance of implant-supported monolithic zirconia crowns: influence of patient-specific tooth-coloured abutments with titanium adhesive bases, *J. Dent.* 43 (2015) 839–845.
- [2] M. Saini, Y. Singh, P. Arora, V. Arora, K. Jain, Implant biomaterials: a comprehensive review, *World J. Clin. Cases* 3 (2015) 52–57.
- [3] Z. Özkurt, E. Kazazoglu, Zirconia dental implants: a literature review, *J. Oral Implantol.* 37 (2011) 367–376.
- [4] W. Att, S. Kurun, T. Gerds, J.R. Strub, Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations: an in vitro study, *J. Prosthet. Dent.* 95 (2006) 111–116.
- [5] P.A. Assal, The osseointegration of zirconia dental implants, *Schweiz. Monatsschr. Zahnmed.* 123 (2013) 644–654.
- [6] S. Guo, Q. Meng, X. Zhao, Q. Wei, H. Xu, Design and fabrication of a metastable  $\beta$ -type titanium alloy with ultralow elastic modulus and high strength, *Sci. Rep.* 5 (2015) 14688.
- [7] A. Borgonovo, A. Fabri, V. Vavassori, R. Censi, C. Maiorana, Multiple teeth replacement with endosseous one-piece yttrium-stabilized zirconia dental implants, *Med. Oral Patol. Oral Cir. Bucal* 17 (2012) e981–7.
- [8] A. Apratim, P. Eachempati, K.K. Krishnappa Salian, V. Singh, S. Chhabra, S. Shah, Zirconia in dental implantology: a review, *J. Int. Soc. Preventive Community Dent.* 5 (2015) 147–156.
- [9] W. Att, S. Kurun, T. Gerds, J.R. Strub, Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations after exposure to the artificial mouth, *J. Oral Rehabil.* 33 (2006) 380–386.
- [10] M. Andreiotelli, R.-J. Kohal, Fracture strength of zirconia implants after artificial aging, *Clin. Implant Dent. Relat. Res.* 11 (2009) 158–166.
- [11] G. Schierano, F. Mussano, M.G. Faga, G. Menicucci, C. Manzella, C. Sabione, et al., An alumina toughened zirconia composite for dental implant application: in vivo animal results, *BioMed Res. Int.* 2015 (2015) 157360.
- [12] N. Cionca, N. Müller, A. Mombelli, Two-piece zirconia implants supporting all-ceramic crowns: a prospective clinical study, *Clin. Oral Implants Res.* 26 (2015) 413–418.
- [13] R. Kohal, M. Knauf, B. Larsson, H. Sahlin, F. Butz, One-piece zirconia oral implants: one-year results from a prospective cohort study. 1. Single tooth replacement, *J. Clin. Periodontol.* 39 (2012) 590–597.
- [14] A.E. Borgonovo, R. Censi, V. Vavassori, O. Arnaboldi, C. Maiorana, D. Re, Zirconia implants in esthetic areas: 4-year follow-up evaluation study, *Int. J. Dent.* 2015 (2015) 415029.
- [15] M. Rosentritt, A. Hagemann, S. Hahnel, M. Behr, V. Preis, In vitro performance of zirconia and titanium implant/abutment systems for anterior application, *J. Dent.* 42 (2014) 1019–1026.
- [16] R.-J. Kohal, S.B.M. Patzelt, F. Butz, H. Sahlin, One-piece zirconia oral implants: one-year results from a prospective case series. 2. Three-unit fixed dental prosthesis (FDP) reconstruction, *J. Clin. Periodontol.* 40 (2013) 553–562.
- [17] H.J. Wenzl, J. Bartsch, S. Wolfart, M. Kern, Osseointegration and clinical success of zirconia dental implants: a systematic review, *The International Journal of Prosthodontics* 21 (2008) 27–36.
- [18] M. Hisbergues, S. Vendeville, P. Vendeville, Zirconia: established facts and perspectives for a biomaterial in dental implantology, *J. Biomed. Mater. Res. Part B Appl. Biomater.* 88 (2009) 519–529.
- [19] M. Yildirim, H. Fischer, R. Marx, D. Edelhoff, In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations, *J. Prosthet. Dent.* 90 (2003) 325–331.
- [20] R.-J. Kohal, G. Klaus, J.R. Strub, Zirconia-implant-supported all-ceramic crowns withstand long-term load: a pilot investigation, *Clin. Oral Implants Res.* 17 (2006) 565–571.
- [21] V. Preis, M. Behr, S. Hahnel, G. Handel, M. Rosentritt, In vitro failure and fracture resistance of veneered and full-contour zirconia restorations, *J. Dent.* 40 (2012) 921–928.
- [22] J. Oliva, X. Oliva, J.D. Oliva, Five-year success rate of 831 consecutively placed Zirconia dental implants in humans: a comparison of three different rough surfaces, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 25 (2010) 336–344.
- [23] M. Rosentritt, G. Siavikis, M. Behr, C. Kolbeck, G. Handel, Approach for evaluating the significance of laboratory simulation, *J. Dent.* 36 (2008) 1048–1053.
- [24] H. Guan, R. van Staden, Y.-C. Loo, N. Johnson, S. Ivanovski, N. Meredith, Influence of bone and dental implant parameters on stress distribution in the mandible: a finite element study, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 24 (2009) 866–876.
- [25] S. Sathapan, A. Forrest, P. Monsour, S. Naser-ud-Din, Age-related changes in maxillary and mandibular cortical bone thickness in relation to temporary anchorage device placement, *Aust. Dent. J.* 58 (2013) 67–74.
- [26] H. van Oosterwyck, J. Duyck, J. Vander Sloten, G. van der Perre, M. Cooman de, S. Lievens, et al., The influence of bone mechanical properties and implant fixation upon bone loading around oral implants, *Clin. Oral Implants Res.* 9 (1998) 407–418.
- [27] S. Baumgaertel, M.G. Hans, Buccal cortical bone thickness for mini-implant placement, *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 136 (2009) 230–235.
- [28] S. Thulasidas, D.A. Givan, J.E. Lemons, S.J. O'Neal, L.C. Ramp, P.-R. Liu, Influence of implant angulation on the fracture resistance of zirconia abutments, *J. Prosthodont.* 24 (2015) 127–135.
- [29] J.Y. Thompson, B.R. Stoner, J.R. Piascik, R. Smith, Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: where are we now? *Dent. Mater.* 27 (2011) 71–82.
- [30] R.J. Kohal, M. Wolke, A. Tsakona, The effects of cyclic loading and preparation on the fracture strength of zirconium-dioxide implants: an in vitro investigation, *Clin. Oral Implants Res.* 22 (2011) 808–814.
- [31] M. Rosentritt, M. Behr, M. van der Zel, Jef, A.J. Feilzer, Approach for evaluating the influence of laboratory simulation, *Dent. Mater.* 25 (2009) 348–352.
- [32] J.K. Foong, R.B. Judge, J.E. Palamara, M.V. Swain, Fracture resistance of titanium and zirconia abutments: an in vitro study, *J. Prosthet. Dent.* 109 (2013) 304–312.

[33] M. Payer, A. Heschl, M. Koller, G. Arnetzl, M. Lorenzoni, N. Jakse, All-ceramic restoration of zirconia two-piece implants – a randomized controlled clinical trial, *Clin. Oral Implants Res.* 26 (2015) 371–376.

[34] A.P. Tripodakis, J.R. Strub, H.F. Kappert, S. Witkowski, Strength and mode of failure of single implant all-ceramic abutment restorations under static load, *Int. J. Prosthodont.* 8 (1995) 265–272.

[35] R.-J. Kohal, M. Wolkewitz, C. Mueller, Alumina-reinforced zirconia implants: survival rate and fracture strength in a masticatory simulation trial, *Clin. Oral Implants Res.* 21 (2010) 1345–1352.

[36] J.-W. Kim, N.S. Covel, P.C. Guess, E.D. Rekow, Y. Zhang, Concerns of hydrothermal degradation in CAD/CAM zirconia, *J. Dent. Res.* 89 (2010) 91–95.

[37] R.-J. Kohal, H.C. Finke, G. Klaus, Stability of prototype two-piece zirconia and titanium implants after artificial aging: an in vitro pilot study, *Clin. Implant Dent. Relat. Res.* 11 (2009) 323–329.

[38] M.E. Mitsias, P. van Thompson, M. Pines, R.F.A. Silva Nelson, Reliability and failure modes of two Y-TZP abutment designs, *Int. J. Prosthodont.* 28 (2015) 75–78.

[39] I. Sailer, T. Sailer, B. Stawarczyk, R.E. Jung, C.H.F. Hämmeler, In vitro study of the influence of the type of connection on the fracture load of zirconia abutments with internal and external implant-abutment connections, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 24 (2009) 850–858.

## Literaturverzeichnis

1. Rosentritt M, Rembs A, Behr M, Hahnel S, Preis V. In vitro performance of implant-supported monolithic zirconia crowns: Influence of patient-specific tooth-coloured abutments with titanium adhesive bases. *J Dent* 2015;43(7):839. eng. doi:10.1016/j.jdent.2015.04.011.
2. Saini M, Singh Y, Arora P, Arora V, Jain K. Implant biomaterials: A comprehensive review. *World J Clin Cases* 2015;3(1):52. eng. doi:10.12998/wjcc.v3.i1.52.
3. Att W, Kurun S, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations: an in vitro study. *J Prosthet Dent* 2006;95(2):111. eng. doi:10.1016/j.jprostdent.2005.12.003.
4. Özkurt Z, Kazazoğlu E. Zirconia dental implants: a literature review. *J Oral Implantol* 2011;37(3):367. eng. doi:10.1563/AAID-JOI-D-09-00079.
5. Assal PA. The osseointegration of zirconia dental implants. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 2013;123(7-8):644. eng.
6. Guo S, Meng Q, Zhao X, Wei Q, Xu H. Design and fabrication of a metastable  $\beta$ -type titanium alloy with ultralow elastic modulus and high strength. *Sci Rep* 2015;5:14688. eng. doi:10.1038/srep14688.
7. Borgonovo A, Fabbri A, Vavassori V, Censi R, Maiorana C. Multiple teeth replacement with endosseous one-piece yttrium-stabilized zirconia dental implants. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2012;17(6):e981-e987. doi:10.4317/medoral.18194.
8. Apratim A, Eachempati P, Krishnappa Salian KK, Singh V, Chhabra S, Shah S. Zirconia in dental implantology: A review. *J Int Soc Prev Community Dent* 2015;5(3):147. eng. doi:10.4103/2231-0762.158014.
9. Att W, Kurun S, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations after exposure to the artificial mouth. *J Oral Rehabil* 2006;33(5):380. eng. doi:10.1111/j.1365-2842.2005.01571.x.
10. Andreiotelli M, Kohal R-J. Fracture strength of zirconia implants after artificial aging. *Clin Implant Dent Relat Res* 2009;11(2):158. eng. doi:10.1111/j.1708-8208.2008.00105.x.
11. Schierano G, Mussano F, Faga MG, Menicucci G, Manzella C, Sabione C, Genova T, Degerfeld MM v., Peirone B, Cassenti A, Cassoni P, Carossa S. An alumina toughened

zirconia composite for dental implant application: in vivo animal results. *Biomed Res Int* 2015;2015157360. eng. doi:10.1155/2015/157360.

12. Cionca N, Müller N, Mombelli A. Two-piece zirconia implants supporting all-ceramic crowns: a prospective clinical study. *Clin Oral Implants Res* 2015;26(4):413. eng. doi:10.1111/clr.12370.
13. Kohal R, Knauf M, Larsson B, Sahlin H, Butz F. One-piece zirconia oral implants: one-year results from a prospective cohort study. 1. Single tooth replacement. *J Clin Periodontol* 2012;39(6):590. doi:10.1111/j.1600-051X.2012.01876.x.
14. Borgonovo AE, Censi R, Vavassori V, Arnaboldi O, Maiorana C, Re D. Zirconia Implants in Esthetic Areas: 4-Year Follow-Up Evaluation Study. *Int J Dent* 2015;2015415029. eng. doi:10.1155/2015/415029.
15. Rosentritt M, Hagemann A, Hahnel S, Behr M, Preis V. In vitro performance of zirconia and titanium implant/abutment systems for anterior application. *J Dent* 2014;42(8):1019. eng. doi:10.1016/j.jdent.2014.03.010.
16. Kohal R-J, Patzelt SBM, Butz F, Sahlin H. One-piece zirconia oral implants: one-year results from a prospective case series. 2. Three-unit fixed dental prosthesis (FDP) reconstruction. *J Clin Periodontol* 2013;40(5):553. eng. doi:10.1111/jcpe.12093.
17. Wenz HJ, Bartsch J, Wolfart S, Kern M. Osseointegration and clinical success of zirconia dental implants: a systematic review. *Int J Prosthodont* 2008;21(1):27. eng.
18. Hisbergues M, Vendeville S, Vendeville P. Zirconia: Established facts and perspectives for a biomaterial in dental implantology. *J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater* 2009;88(2):519. eng. doi:10.1002/jbm.b.31147.
19. Yildirim M, Fischer H, Marx R, Edelhoff D. In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 2003;90(4):325. doi:10.1016/S0022-3913(03)00514-6.
20. Kohal R-J, Klaus G, Strub JR. Zirconia-implant-supported all-ceramic crowns withstand long-term load: a pilot investigation. *Clin Oral Implants Res* 2006;17(5):565. eng. doi:10.1111/j.1600-0501.2006.01252.x.
21. Preis V, Behr M, Hahnel S, Handel G, Rosentritt M. In vitro failure and fracture resistance of veneered and full-contour zirconia restorations. *J Dent* 2012;40(11):921. eng. doi:10.1016/j.jdent.2012.07.010.

22. Oliva J, Oliva X, Oliva JD. Five-year success rate of 831 consecutively placed Zirconia dental implants in humans: a comparison of three different rough surfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010;25(2):336. eng.
23. Rosentritt M, Siavikis G, Behr M, Kolbeck C, Handel G. Approach for valuating the significance of laboratory simulation. *J Dent* 2008;36(12):1048. eng. doi:10.1016/j.jdent.2008.09.001.
24. Guan H, van Staden R, Loo Y-C, Johnson N, Ivanovski S, Meredith N. Influence of bone and dental implant parameters on stress distribution in the mandible: a finite element study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24(5):866. eng.
25. Sathapana S, Forrest A, Monsour P, Naser-ud-Din S. Age-related changes in maxillary and mandibular cortical bone thickness in relation to temporary anchorage device placement. *Aust Dent J* 2013;58(1):67. eng. doi:10.1111/adj.12018.
26. van Oosterwyck H, Duyck J, Vander Sloten J, van der Perre G, Cooman M de, Lievens S, Puers R, Naert I. The influence of bone mechanical properties and implant fixation upon bone loading around oral implants. *Clin Oral Implants Res* 1998;9(6):407.
27. Baumgaertel S, Hans MG. Buccal cortical bone thickness for mini-implant placement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009;136(2):230. eng. doi:10.1016/j.ajodo.2007.10.045.
28. Thulasidas S, Givan DA, Lemons JE, O'Neal SJ, Ramp LC, Liu P-R. Influence of implant angulation on the fracture resistance of zirconia abutments. *J Prosthodont* 2015;24(2):127. eng. doi:10.1111/jopr.12182.
29. Thompson JY, Stoner BR, Piascik JR, Smith R. Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: where are we now? *Dent Mater* 2011;27(1):71. eng. doi:10.1016/j.dental.2010.10.022.
30. Rosentritt M, Behr M, van der Zel, Jef M, Feilzer AJ. Approach for valuating the influence of laboratory simulation. *Dent Mater* 2009;25(3):348. eng. doi:10.1016/j.dental.2008.08.009.
31. Kohal RJ, Wolkewitz M, Tsakona A. The effects of cyclic loading and preparation on the fracture strength of zirconium-dioxide implants: an in vitro investigation. *Clin Oral Implants Res* 2011;22(8):808. eng. doi:10.1111/j.1600-0501.2010.02067.x.

32. Foong JK, Judge RB, Palamara JE, Swain MV. Fracture resistance of titanium and zirconia abutments: An in vitro study. *Journal of prosthetic dentistry* 2013;109(5):304. English. doi:10.1016/S0022-3913(13)29603-6.
33. Payer M, Heschl A, Koller M, Arnetzl G, Lorenzoni M, Jakse N. All-ceramic restoration of zirconia two-piece implants--a randomized controlled clinical trial. *Clin Oral Implants Res* 2015;26(4):371. eng. doi:10.1111/clr.12342.
34. Tripodakis AP, Strub JR, Kappert HF, Witkowski S. Strength and mode of failure of single implant all-ceramic abutment restorations under static load. *Int J Prosthodont* 1995;8(3):265. eng.
35. Kohal R-J, Wolkewitz M, Mueller C. Alumina-reinforced zirconia implants: survival rate and fracture strength in a masticatory simulation trial. *Clin Oral Implants Res* 2010;21(12):1345. eng. doi:10.1111/j.1600-0501.2010.01954.x.
36. Kim J-W, Covel NS, Guess PC, Rekow ED, Zhang Y. Concerns of hydrothermal degradation in CAD/CAM zirconia. *J Dent Res* 2010;89(1):91. eng. doi:10.1177/0022034509354193.
37. Kohal R-J, Finke HC, Klaus G. Stability of prototype two-piece zirconia and titanium implants after artificial aging: an in vitro pilot study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2009;11(4):323. eng. doi:10.1111/j.1708-8208.2008.00116.x.
38. Mitsias ME, van Thompson P, Pines M, Silva, Nelson R F A. Reliability and failure modes of two Y-TZP abutment designs. *Int J Prosthodont* 2015;28(1):75. eng. doi:10.11607/ijp.3879.
39. Sailer I, Sailer T, Stawarczyk B, Jung RE, Hämmерle CHF. In vitro study of the influence of the type of connection on the fracture load of zirconia abutments with internal and external implant-abutment connections. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24(5):850. eng.

## Danksagung

An erster Stelle möchte ich bei Herrn Prof. Dr. Gerhard Handel für die Bereitstellung des zahntechnischen Arbeitsplatzes im Labor der Poliklinik für zahnärztliche Prothetik, wo ich mit großer Freude meine wissenschaftlichen Untersuchungen durchführen konnte, bedanken.

Herrn Prof. Dr. Dipl.-Ing. Martin Rosentritt gilt ein besonderer Dank für die Überlassung des sehr interessanten, aktuellen Themas, die fortwährende Unterstützung und die oftmalige, unkomplizierte Hilfestellung, sei es bei der praktischen Arbeit oder auch bei der schriftlichen Verfassung meiner Dissertation.

Ein sehr großes Dankeschön gebührt Frau Priv.-Doz. Dr. Verena Preis. Sie unterstützte mich während der gesamten Zeit meiner Dissertation stets mit ihrem umfassenden Wissen und ihrer geduldigen Art, sowohl bei der Durchführung der Versuche, als auch bei der Verfassung des Manuskripts mit sehr wertvollen Anregungen. Frau Dr. Preis, Ihnen danke ich herzlich!

Meinem Betreuerteam, Herrn Prof. Dr. Dipl.-Ing. Martin Rosentritt und Frau Priv.-Doz. Dr. Verena Preis, schulde ich zudem großen Dank für die Möglichkeit im Rahmen meiner Dissertation eine wissenschaftliche Publikation unter Erstautorenschaft zu veröffentlichen, sowie für die Erwähnung in einem weiteren Artikel als Koautor.

Meinen Dank spreche ich auch Frau Dipl.-Ing. Sibylle Schneider-Feyrer für die rasterelektronische Untersuchung der Bruchoberflächen aus.

Für eine humorvolle, freundschaftliche Zusammenarbeit danke ich Herrn Hans-Jürgen Laberer. Besonders bei praktischen Problemstellungen stand er mir stets mit Rat und Tat zur Seite.

Auch möchte ich dem gesamten zahntechnischen und wissenschaftlichen Team der Poliklinik für Prothetik, vor allem ZTM Martin Stemmer, ZTM Albert Hüttner und ZTM Peter Höpfl, für die kurzfristigen Hilfestellungen bei etwaigen Problemen, die zahlreichen konstruktiven Gespräche und die sachkundige, wertvolle Unterstützung danken.

Meinen engsten Freunden gilt ebenso ein sehr großes Dankeschön. Sie haben mich nicht nur im Rahmen meiner Dissertation durchwegs motiviert und gefördert, sondern sind seit langer Zeit, in allen Lebenslagen, große Stützen für mich.

Meinen Eltern, Franz und Gerlinde Kammermeier, danke ich herzlich. Sie haben mir das Studium der Zahnheilkunde ermöglicht. Alles, was ich bisher erreicht habe, war nur durch ihre aufopfernde Unterstützung und ihre unermüdliche Liebe möglich. Dankeschön!

