

Aus dem Bereich Klinik für Prothetik und Werkstoffkunde
Universitätsklinikum des Saarlandes, Homburg/Saar
Direktor: Univ.-Prof. Dr. Philipp Kohorst

**Untersuchung zum Einfluss unterschiedlicher Oberflächenbehandlungen
und Befestigungsmaterialien
auf den Verbund zwischen Titanbasen und Zirkoniumdioxidaufbauten
in zweiteiligen Implantatabutments**

Dissertation zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnheilkunde
der Medizinischen Fakultät
der UNIVERSITÄT DES SAARLANDES

2015

vorgelegt von: Jan Kristoffer Holstermann
geb. am: 24.05.1984 in Bremen

Inhaltsverzeichnis

| | | |
|------------|--|-----------|
| 1 | ZUSAMMENFASSUNG | 1 |
| 2 | EINLEITUNG..... | 4 |
| 2.1 | Einführung | 4 |
| 2.2 | Abutments als Verbundelemente zwischen dentalem Implantat und Suprakonstruktion | 5 |
| 2.3 | Titan und Zirkoniumdioxid als Werkstoffe für dentale Abutments..... | 8 |
| 2.3.1 | Titan..... | 8 |
| 2.3.2 | Zirkoniumdioxid..... | 11 |
| 2.4 | Zweiteilige Abutments | 15 |
| 2.5 | Problemstellung | 25 |
| 3 | MATERIAL UND METHODE | 27 |
| 3.1 | Versuchsablauf und Gruppeneinteilung | 27 |
| 3.2 | Herstellung der Implantatsockel und Zirkoniumdioxidkappchen | 29 |
| 3.2.1 | Herstellung der Implantatsockel..... | 29 |
| 3.2.2 | Herstellung der Zirkoniumdioxidkappchen | 30 |
| 3.3 | Vorbereitung | 32 |
| 3.4 | Oberflächenbehandlung | 32 |
| 3.4.1 | Oberflächenstrahlung mit Al ₂ O ₃ | 32 |
| 3.4.2 | Oberflächenbehandlung mit Alloy Primer..... | 32 |
| 3.4.3 | Oberflächenbehandlung mit Clearfil Ceramic Primer | 33 |
| 3.4.4 | Oberflächenbehandlung mit Rocatec..... | 34 |
| 3.5 | Befestigung..... | 35 |
| 3.5.1 | Verwendung des Befestigungskomposits RelyX Unicem..... | 35 |
| 3.5.2 | Verwendung des Befestigungskomposits Panavia F2.0 | 36 |
| 3.6 | Thermische Wechselbelastung | 37 |
| 3.7 | Abzugsversuch..... | 38 |
| 3.8 | Fraktographische Analyse..... | 41 |
| 3.9 | Statistische Auswertung..... | 41 |

| | | |
|------------|--|---|
| 4 | ERGEBNISSE | 43 |
| 4.1 | Abzugsverhalten..... | 43 |
| 4.2 | Untersuchung der Abzugskräfte | 44 |
| 4.3 | Verteilung der Frakturmuster | 46 |
| 4.4 | Fraktographische Analyse..... | 48 |
| 4.4.1 | Gruppe A..... | 48 |
| 4.4.2 | Gruppe B..... | 49 |
| 4.4.3 | Gruppe C | 51 |
| 4.4.4 | Gruppe D | 52 |
| 4.4.5 | Gruppe E..... | 54 |
| 4.4.6 | Gruppe F..... | 56 |
| 4.4.7 | Gruppe G | 58 |
| 4.4.8 | Gruppe H | 59 |
| 4.4.9 | Gruppe I..... | 61 |
| 4.4.10 | Gruppe J | 62 |
| 4.4.11 | Gruppe K..... | 64 |
| 4.4.12 | Gruppe L..... | 65 |
| 5 | DISKUSSION | 67 |
| 5.1 | Diskussion der Methodik..... | 67 |
| 5.2 | Diskussion der Ergebnisse..... | 70 |
| 6 | LITERATURVERZEICHNIS | 81 |
| 7 | DANKSAGUNG | 95 |
| 8 | LEBENS LAUF | FEHLER! TEXTMARKE NICHT DEFINIERT. |

1 Zusammenfassung

In der vorliegenden Studie sollte die Verbundfestigkeit zwischen Titan- und Zirkoniumdioxidkomponenten innerhalb zweiteiliger Abutments untersucht werden. Im Fokus stand dabei der Einsatz verschiedener Oberflächenkonditionierungen und Befestigungsmaterialien.

Als Prüfkörper dienten 120 Titanbasen aus Reintitan, die mit gefrästen Zirkoniumdioxidkappchen mittels Panavia F 2.0 oder RelyX Unicem verbunden wurden. Vorab wurden die Prüfkörper unterschiedlichen Oberflächenbehandlungen unterzogen: Korundstrahlung mit $110\ \mu\text{m}\ \text{Al}_2\text{O}_3$ bei 2 bar und/oder Haftvermittler (Clearfil Ceramic Primer, Alloy Primer) beziehungsweise eine tribochemische Behandlung mit dem Rocatec-System. Alle Prüfkörper wurden einem Thermocycling (10 000 Zyklen, $5\ ^\circ\text{C}$ - $55\ ^\circ\text{C}$) unterzogen. Die Verbundfestigkeit wurde in einem Abzugsversuch mit einer Universalprüfmaschine getestet und zusätzlich eine makroskopische sowie licht- und rasterelektronenmikroskopische Untersuchung der Frakturmuster durchgeführt.

Es wurden nur adhäsive Frakturen innerhalb des Verbundsystems beobachtet. Die Verbundfestigkeit wurde nicht statistisch signifikant durch das Befestigungsmaterial ($p > 0,05$), wohl aber durch die Oberflächenbehandlung beeinflusst ($p < 0,001$). Eine alleinige Korundstrahlung beider Komponenten bewirkte bei beiden Befestigungskompositen eine vergleichsweise geringe Verbundfestigkeit ($319,3 \pm 95,6\ \text{N}$ bzw. $364,9 \pm 109,9\ \text{N}$). Durch Verwendung von Haftvermittlern ließen sich die maximalen Abzugskräfte deutlich erhöhen. Dabei wurden durch die Anwendung der Korundstrahlung und Clearfil Ceramic Primer sowohl auf der Titanbasis als auch auf den Zirkoniumdioxidkappchen mit beiden Befestigungskompositen die jeweils höchsten Haftwerte erzielt (Panavia F 2.0: $596,6 \pm 173,7\ \text{N}$; RelyX Unicem: $555,8 \pm 144,4\ \text{N}$). Nach Anwendung des Rocatec-Systems waren die Abzugskräfte etwas geringer als

diese Maximalwerte, entsprachen jedoch etwa den Werten, die mit Korundstrahlung + Alloy Primer erreicht wurden.

Die Verbundfestigkeit zweiteiliger Abutments lässt sich somit durch geeignete Oberflächenbehandlung deutlich steigern. Es fehlen weitergehende Untersuchungen zu diesem Themenkomplex, besonders auch im Hinblick auf Langzeitbelastung, funktionelle mechanische Belastung und biologische Verträglichkeit des Verbundes zweiteiliger Abutments. Es wäre wünschenswert, dass die Hersteller – besonders die Hersteller zweiteiliger Abutments – die hier erhobenen Ergebnisse in ihre Verarbeitungsrichtlinien aufnehmen.

Summary : Investigation on the influence of different surface treatments and bonding materials on the bonding strength between titanium bases and zirconium dioxide copings in two-piece implant abutments.

The present investigation analysed the bonding strength between titanium and zirconium dioxide components in two-piece abutments treated with different surface conditioning methods and luting agents.

The test specimens consisted of 120 pure titanium bases which were bonded to milled zirconium dioxide copings with Panavia F 2.0 or RelyX Unicem. In advance, the test specimens had been treated by different surface conditionings: sandblasting (110 μm Al_2O_3 , 2 bar) and/or bonding agents (Clearfil Ceramic Primer, Alloy Primer) or a tribochemical treatment with the Rocatec-system. All test specimens underwent a thermal cycling (10 000 cycles, 5° C - 55 °C). The bonding strength was tested by means of a pullout test using a universal test machine. Additionally, the failure modes were analysed macroscopically and by means of light and scanning electron microscopic analysis, respectively.

There occurred only adhesive fractures within the bonding system. The bonding strength was not influenced by the bonding material itself ($p > 0.05$) but by the surface conditioning ($p < 0.001$).

Sole sandblasting of both components resulted in a relatively low bonding strength (319.3 ± 95.6 N or 364.9 ± 109.9 N, respectively). The use of bonding agents considerably increased the bonding strength of the two luting agents with maximum values for the conditioning of both the titanium bases and zirconium dioxide copings by means of sandblasting and Clearfil Ceramic Primer (Panavia F 2.0: 596.6 ± 173.7 N; RelyX Unicem: 555.8 ± 144.4 N). By the usage of Rocatec the bonding strength slightly fell below these maxima, but it was comparable to sandblasting + Alloy Primer.

Consequently, the bonding strength of two-piece abutments may be highly increased by appropriate surface conditioning. Further investigations about two-piece abutments as for the long-term exposure, the functional mechanical loading and the biocompatibility of the abutment interface are absent. It would be preferable if the manufacturers – especially the manufacturers of two-piece abutments – would take account of our results in their processing guidelines.

2 Einleitung

2.1 Einführung

Das Problem der Osseointegration dentaler Implantate kann heute als weitgehend beherrschbar angesehen werden, so dass das ästhetische Resultat des prothetischen Aufbaus mehr in den Vordergrund rückt. Dies gilt besonders für den auffallenden Oberkieferfrontzahnbereich, vor allem wenn bei einer hohen Lachlinie die direkte Vergleichbarkeit mit den natürlichen Nachbarzähnen gegeben ist [142]. Hier spielt die Rot-Weiß-Ästhetik eine große Rolle, d. h. dass nicht nur die Suprakonstruktion natürlich erscheint, sondern sich auch der Gingivarand wie bei den nicht künstlichen Nachbarzähnen der Restauration anschmiegt [127, 128].

Eine wesentliche Voraussetzung für ein ästhetisch zufriedenstellendes Ergebnis stellt das Abutment als Verbindung zwischen dem dentalen Implantat und der Implantatversorgung dar. Um auch schwierigen Ausgangssituationen begegnen zu können, stehen heute neben den vorgefertigten Aufbauten individuelle Abutments zur Verfügung, die sich an die jeweilige Sulkusform des Patienten anpassen lassen und durch ein eng dem Gingivaverlauf anliegendes Emergenzprofil eine ästhetische Gestaltung der Restauration ermöglichen.

Individuelle Abutments sind beispielsweise als einteilige Pfosten aus Titan oder Zirkoniumdioxid erhältlich, oder es handelt sich um zweiteilige Systeme, bei denen ein Keramikaufbau auf einer Metallbasis befestigt wird. Bei der Verwendung zweiteiliger Abutments ist der Verbund zwischen Basis und Sekundärteil von entscheidender Bedeutung für den langfristigen Erfolg. Man versucht daher, die Haftfestigkeit durch Oberflächenbehandlungen der beiden Komponenten und die Verwendung verschiedener Befestigungsmaterialien so stabil wie möglich zu gestalten.

Experimentelle Studien zeigen, dass zweiteilige Zirkoniumdioxidabutments mit einem sekundären metallischen Verbindungsteil oder einem metallischen Einsatz höheren Biegemomenten widerstehen als einteilige Abutments mit interner oder externer Verbindung [78, 98, 123, 132]. Jedoch ist noch wenig über die optimalen Voraussetzungen für einen langfristig belastbaren Verbund der Komponenten zweiteiliger Abutments bekannt. Daher war es das Ziel der vorliegenden In-vitro-Untersuchung, den Einfluss unterschiedlicher Oberflächenbehandlungen und Befestigungsmaterialien auf die Haftfestigkeit zwischen Titanbasen und Zirkoniumdioxidaufbauten bei zweiteiligen Abutments systematisch zu analysieren. Zur Simulation des Mundhöhlenmilieus sollten alle Proben thermischen Wechselbelastungen unterzogen und die Verbundfestigkeit zwischen Titanbasis und Zirkoniumdioxidaufbau anschließend mittels eines Abzugsversuchs untersucht werden.

2.2 Abutments als Verbundelemente zwischen dentalem Implantat und Suprakonstruktion

Da das Abutment den Übergang vom dentalen Implantat durch das periimplantäre Weichgewebe bis in die Mundhöhle beziehungsweise die Implantatkrone darstellt, muss es einer Reihe von Anforderungen genügen. Zu ihnen zählen [73, 99]:

- hohe Stabilität,
- Dauerfestigkeit,
- chemische Beständigkeit,
- sehr gute Biokompatibilität,
- Möglichkeit der individuellen Achsenausrichtung und Formgebung.

Speziell für den ästhetisch anspruchsvollen Frontzahnbereich wachsen die Anforderungen und die Wahl des optimalen Abutments wird u. a. auch durch die Lachlinie des Patienten (niedrig, mittel, hoch, „gummy smile“), die Dicke der periimplantären Mukosa (dünn, dick), die Angulation des Implantats, die Wahl des Kronenmaterials, den verfügbaren Platz und die Art der Restauration (schrauben-/ zementretiniert) beeinflusst [15]. Allgemein werden für den Frontzahnbereich zusätzlich ein individualisierbares Emergenzprofil, Farbübereinstimmung mit dem natürlichen Zahn und Transluzenz bei dünner Gingiva angestrebt [15, 73, 99].

Es wurde in den letzten Jahrzehnten eine Fülle verschiedener Abumenttypen entwickelt, die sich nach verschiedenen Kriterien kategorisieren lassen (Tabelle 1).

Tabelle 1: Einteilung verschiedener Abutmentformen [15]

| Kriterium | Optionen |
|---|--|
| Methode der Verbindung zur Restauration | <ul style="list-style-type: none"> - Einteiliger schraubenretinierter Abutment-Kronen-Komplex - Zweiteiliges Design mit schraubenretinierter Krone über dem Abutment - Zweiteiliges Design mit zementierter Krone über dem Abutment |
| Material | <ul style="list-style-type: none"> - Titan - Edelmetalllegierung - Zirkoniumdioxid - Zirkoniumdioxid mit Titanbasis (Zirkoniumdioxid-Titan-Hybrid-Abutment) |
| Herstellungsmethode | <ul style="list-style-type: none"> - Vorgefertigte Abutments (beschleifbar/nicht beschleifbar) - Angießbare Rohlinge - Im Kopierschleifverfahren individualisierbare Abutments - CAD/CAM-Abutments |
| Farbe | <ul style="list-style-type: none"> - goldfarben - silber, metallisch - reinweiß - individualisiertes Zahnweiß - individualisierter rosagefärbter Gingivalschatten |

Unter klinischen Bedingungen ist es wegen der Vielfalt der beschriebenen Systeme, den Form- und Materialvarianten sowie zahlreicher weiterer Einflussfaktoren äußerst schwierig, die Vor- und Nachteile einzelner Abutmenttypen exakt zu definieren, beziehungsweise eine optimale Auswahl zu treffen [14, 54, 91, 110, 121, 133, 134].

Als Faktoren, die Komplikationen beeinflussen, werden unter anderem das Schrauben- und Abutmentmaterial [9, 80, 133], die Rotationssicherheit [16, 17, 134], die Winkelung der Implantatachse [59] und die Dicke des Implantathalses [30, 86, 94] genannt.

Übereinstimmend wird aber der Verbindung zwischen Implantat und Abutment zur Vermeidung von Schraubenlockerungen und –frakturen eine wesentliche Bedeutung beigemessen. Als Verbindungskonfigurationen werden heute externe und interne Verbindungen, z. B. als dreieckige, sechseckige oder achteckige Varianten, angeboten. Externe Verbindungen wurden ursprünglich entwickelt, um die Implantatinsertion zu erleichtern und weniger um eine Rotation zu verhindern [4]. Die hexagonale externe Verbindung auf Branemark-Implantaten hat sich über lange Zeit bewährt. Als nachteilig gilt aber die limitierte Höhe der Implantat-Abutment-Verbindung, die unter hoher okklusaler Belastung eventuell Mikrobewegungen mit resultierender Schraubenlockerung oder sogar Ermüdungsfrakturen ermöglichen kann [3, 12, 71, 148]. Im Gegensatz hierzu sollen interne Verbindungen eine höhere Stabilität besitzen und die Belastung eher auf den krestalen Knochen lenken [46, 95, 148].

2.3 Titan und Zirkoniumdioxid als Werkstoffe für dentale Abutments

2.3.1 Titan

Das chemische Element Titan [Ti] gehört aufgrund seiner geringen Dichte von $4,51 \text{ g/cm}^3$ und seiner Atommasse von 47,8 zu den Leichtmetallen. In der Natur findet man titanhaltige Minerale vor allem in Rutil [TiO_2] und Illmenit [FeTiO_3]. Mehrere Verarbeitungsschritte und das sogenannte Krollverfahren ermöglichen die Gewinnung von reinem Titan, welches in der Zahnmedizin Verwendung findet. Abhängig vom Eisen- oder Sauerstoffgehalt unterscheidet man nach der DIN-Norm vier verschiedene Reinheitsgrade des Titan, wobei die Härte mit steigendem Sauerstoffgehalt zunimmt [47].

Tabelle 2: Zusammensetzung und Dehngrenzen verschiedener Titanqualitäten [47]

| ISO 5832 | N max | C max | H max | Fe max | O max | Al | V | Nb | 0,2 %- Dehn- grenze (MPa) min |
|----------|----------|----------|----------|-----------|----------|----------|---------|---------|---|
| Grad 1 | 0,03 | 0,1 | 0,012 | 0,15 | 0,18 | | | | 170 |
| Grad 2 | 0,03 | 0,1 | 0,012 | 0,20 | 0,25 | | | | 230 |
| Grad 3 | 0,05 | 0,1 | 0,012 | 0,25 | 0,35 | | | | 300 |
| Grad 4 | 0,05 | 0,1 | 0,012 | 0,30 | 0,45 | | | | 440 |
| Ti6A14V | 0,05 | 0,08 | 0,015 | 0,30 | 0,23 | 5,5-6,75 | 3,5-7,5 | | 780 |
| Ti6A17Nb | 0,05 | 0,08 | 0,09 | 0,15 | 0,20 | | | 6,5-7,5 | 800 |

Titan weist eine hohe Reaktivität vor allem gegenüber Sauerstoff auf und bildet innerhalb von Nanosekunden eine schützende Oxidschicht aus. Durch das Fehlen freier Metallionen nach der Oxidation resultiert die sehr gute Biokompatibilität von Titan, weshalb es sich besonders für Patienten mit einer Allergie gegenüber Dentalwerkstoffen A eignet [108].

Die Fertigung von Zahnersatz aus Titan erfolgt entweder im Gussverfahren oder mit Hilfe moderner Frästechniken auf der Grundlage von CAD/CAM-Technologien [103]. Durch seine hohe Festigkeit, das geringe Gewicht, die sehr gute Korrosionsbeständigkeit und Biokompatibilität eignet sich Titan hervorragend für alle zahnmedizinischen Restaurationen, die hohen Belastungen ausgesetzt sind, d. h. es wird sowohl bei festsitzendem als auch herausnehmbarem Zahnersatz, aber auch für Stifte und Schrauben sowie als Abutment verwendet.

Als Material für metallische Abutments wird heute fast ausschließlich Titan verwendet, seltener kommen Goldlegierungen zum Einsatz [125]. Insgesamt treten bei metallischen Abutments Abutment- und Schraubenfrakturen extrem selten auf. In einem Übersichtsartikel [54] zu Einzelzahnimplantaten auf metallischen Abutments mit externen und internen Verbindungen wird keine Abutmentfraktur und nur einmal eine Schraubenfraktur [64] beschrieben. Häufiger werden hingegen Schraubenlockerungen beobachtet, wobei zwischen verschiedenen Studien allerdings eine große Heterogenität der Angaben zur Inzidenz besteht. Interessanterweise errechneten Gracis et al. [54] als kumulierte 3-Jahres-Inzidenz für eine Schraubenlockerung bei internen Verbindungen nur 1,5 % gegenüber 7,5 % bei externen Verbindungen, während das auf ein Jahr bezogene Risiko für eine Schraubenlockerung für interne Verbindungen 5,1 Mal größer war als für externe Verbindungen. In diesen widersprüchlichen Daten spiegelt sich die Schwierigkeit wieder, eindeutige Aussagen zum Vorteil externer oder interner Verbindungen zu treffen.

Als Ursache für vergleichsweise häufige Schraubenlockerungen bei Titanabutments wird eine nicht ausreichend hohe Vorspannung angesehen, besonders wenn bei der manuellen Eindrehung die aufgewendete Kraft zu gering ist; daher wird eine Drehmomentkontrolle mit kalibrierten Instrumenten [70] empfohlen.

Als nachteilig – besonders bei der Verwendung in der ästhetisch sensiblen Oberkieferfront – wird die graue Farbe der Titanabutments angesehen und dass das Material nicht die Transluzenz wie ein natürlicher Zahn besitzt [142]. Das Abutment kann bei einer dünnen periimplantären Mukosa zu Verfärbungen führen. In einer detaillierten systematischen Übersichtsarbeit über vollkeramische im Vergleich mit metallischen Abutments wurde berichtet, dass in den ausgewerteten Studien bei 6,6 % (95 % CI: 2-22,4 %) der Metallabutments ästhetische Probleme bemängelt wurden, dagegen bei 0 % der Keramikabutments (95 % CI: 0-11,3 %) [121].

2.3.2 Zirkoniumdioxid

Das chemische Element Zirkonium [Zr] ist ein relativ weiches, biegsames, silbrig glänzendes Metall aus der vierten Nebengruppe der Elemente, das in der Natur als Silikatmineral (Zirkon $[\text{ZrSiO}_4]$) vorkommt. Beispielsweise reichert sich Zirkon in Schwermineralsanden an, oder es fällt im Rahmen der Erzgewinnung von Ilmenit, Rutil oder Baddelyt als Nebenprodukt an. Im medizinischen und technischen Bereich wird Zirkoniumdioxid verwendet, das aus Zirkonsand gewonnen und mit Hilfe zugesetzter Oxid stabilisiert wird. Es liegt als weißes, hochschmelzendes, kristallines Pulver vor. Sein Brechungsindex beträgt 2,15, der Schmelzpunkt 2.680 °C und der Siedepunkt 5.500 °C [61].

Als polymorphes Kristall tritt Zirkoniumdioxid temperaturabhängig in drei unterschiedlichen kristallinen Phasen auf (Tabelle 3). Durch die unterschiedlichen Dichten der Kristallphasen kommt es während des Abkühlens beim Übergang von der kubischen zur tetragonalen Phase zu einem Volumenzuwachs von 2,3 Vol % und von der tetragonalen zur monoklinen Phase von 3,5 Vol % [57].

Um Volumenausdehnungen zu vermeiden und die stabilere tetragonale und kubische Kristallstruktur zu erhalten, werden dem reinen Zirkoniumdioxid als Stabilisatoren Metalloxide zugefügt. Wegen seiner hervorragenden mechanischen Eigenschaften ist in der Zahnmedizin das so genannte Yttrium-stabilisierte tetragonale Zirkoniumdioxid-Polykristall (Y-TZP) am gebräuchlichsten. Es besteht zu 96-99 % aus tetragonalen Zirkoniumdioxidpartikeln [75] und stellt das vollkeramische Material der Wahl für dentale Rekonstruktionen, einschließlich Implantat-Abutments, dar [31, 144]. Wegen der sehr hohen Schmelztemperatur sind klassische Sinter-, Guss- und Presstechnologien nicht bei Y-TZP anwendbar. Allerdings ist die Bearbeitung technisch vorgefertigter und standardisierter Rohlinge („Preforms“) mittels moderner CAD/CAM-Verfahren möglich [60] und heute weit verbreitet.

Tabelle 3: Kristalline Phasen des Zirkoniumdioxids [113]

| kristalline Phase | Temperaturbereich | Dichte |
|--------------------------|---|-----------------------|
| monoklin | Raumtemperatur bis 1170 °C | 5,6 g/cm ³ |
| tetragonal | 1170 °C bis 2370 °C | 6,1 g/cm ³ |
| kubisch | 2370 °C bis zum Schmelzpunkt 2680 °C | 6,3 g/cm ³ |

Wie Titan stellt auch Zirkoniumdioxid ein biokompatibles Material dar, das die umgebenden Weichgewebe zahnärztlicher Restaurationen nicht negativ beeinflusst [37, 68, 72, 116, 129], sich aber im Vergleich zu Titan durch eine geringere Plaqueanlagerung auszeichnet [84, 129]. Es ist radioopak und daher auf Röntgenaufnahmen gut erkennbar. Seine elfenbeinähnliche Farbe ähnelt der natürlichen Zahnfärbung [25, 137], so dass es sich gut für ästhetisch anspruchsvolle Restaurationen, besonders im Oberkiefer bei hoher Lachlinie [5, 32, 118], eignet.

Besonders um die ästhetischen Nachteile metallischer Abutments auszugleichen, wurden keramische Abutments entwickelt. Zunächst fertigte man diese aus Aluminiumoxid [115, 138]. Da diese eine höhere Versagensrate aufwiesen als Abutments aus Metall oder Zirkoniumdioxid wird heute Abutments aus Zirkoniumdioxid der Vorzug gegeben [7, 8, 24]. Diese sind als konfektionierte Abutments erhältlich oder sie werden individuell mit Hilfe von CAD/CAM-Verfahren angefertigt.

Die konfektionierten Vollkeramikabutments eignen sich für solche Situationen, bei denen mit den vorgefertigten Formen bereits eine nahezu optimale Pfeilergometrie für die geplante Suprakonstruktion erzielt wird, d. h. nur noch eine minimale Bearbeitung erforderlich ist. Da bei vorfabrizierten Abutments keine Möglichkeit besteht, den Aufbau in seiner Achse zu verändern, werden

für stark von der natürlichen Pfeilergeometrie abweichende Formen individuelle Abutments bevorzugt. Besonders im Bereich der Prämolaren und Molaren ist eine anatomisch korrekte Gerüstgestaltung mit einteiligen konfektionierten Abutments schwierig, während hier individuell gefertigte Aufbauten die Nachbildung natürlicher Pfeiler ermöglichen [117].

Leider liegen Langzeitergebnisse mit einer Nachbeobachtung von ≥ 10 Jahren zu einteiligen Zirkoniumdioxidabutments noch nicht vor, so dass die Angaben zu Komplikationen bei ihrer Verwendung als lückenhaft zu bezeichnen sind. Unabhängig von einer externen oder internen Verbindung wird die jährliche Rate an Schrauben- oder Abutmentfrakturen mit 0 % angegeben [26, 66, 100, 145, 146]. Lediglich Glauser et al. [51] berichten in ihrer Studie über 54 mit Zirkoniumdioxidabutments extern verbundenen Einzelzahnimplantaten bei 27 Patienten von zwei Schraubenlockerungen nach 8 beziehungsweise 27 Monaten. Ausnahmsweise waren die Zirkoniumdioxidabutments nicht wie üblich mit Titan- sondern mit Goldschrauben auf den Implantaten befestigt worden. Außerdem fällt in dieser Studie die hohe Rate an Dropouts auf: Nach einer durchschnittlichen Beobachtungsdauer von 49,2 Monaten standen nur noch 18 Patienten mit 36 Abutments zur Verfügung [51].

Unlängst wurden erste Studien mit Beobachtungszeiträumen von 5 Jahren publiziert, in denen die Anwendung von Zirkoniumdioxid- und Titanabutments verglichen wurde [88, 145]. In einer randomisierten kontrollierten Studie über 22 Patienten mit 40 Einzelzahnlücken [145] wurden Branemark-Implantate mit externer Verbindung entweder mit Zirkoniumdioxid- oder Titanabutments versorgt und die Abutments vier bis sechs Monate nach der Implantation mit vollkeramischen Kronen belastet. Nach durchschnittlich 5,6 Jahren (4,5 – 6,3 Jahre) standen noch 18 Patienten mit 18 Zirkoniumdioxid- und 10 Titanabutments (2 Canini, 11 Prämolaren, 5 Molaren in Unter- und Oberkiefer) für die Nachuntersuchung zur Verfügung. Dropouts beruhten auf fehlender Osseointegration der Implantate, Änderung des Behandlungsplans oder

Nichterreichbarkeit der Patienten. Während des Nachbeobachtungszeitraums war es bei den 28 verbliebenen Abutments zu keiner Schraubenlockerung, zu keiner Abutmentfraktur und zu keinem Verlust der Rekonstruktion gekommen. Unter Einbeziehung der Implantatverluste betrug die 5-Jahres-Überlebensrate der mit Zirkoniumdioxid-Abutments versorgten Implantate 88,9 %, der mit Titanabutments versorgten Implantate 90,0 %. Hinsichtlich parodontal erhobener Parameter und des periimplantären Knochenverlustes zeigten sich keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen Zirkoniumdioxid- oder Titanabutments. Die Autoren ziehen aus den Ergebnissen den Schluss, dass sich beide Materialien gleichermaßen für die Einzelzahnversorgung auch im Molaren- und Seitenzahnbereich eignen. Sie räumen aber auch kritisch ein, dass Langzeitergebnisse noch fehlen, insbesondere können gegebenenfalls Alterungsprozesse bei Zirkoniumdioxidabutments noch nicht ausreichend beurteilt werden.

Die zweite 5-Jahres-Studie widmete sich den Ergebnissen von Zirkoniumdioxid- oder Titangestütztem Einzelzahnersatz in posterioren Regionen [88]. Bei 85 Patienten wurde nach der Einheilung von Osseospeed-Einzelzahnimplantaten entweder eine Metallkeramikkrone mit einem Titanabutment (n = 47) oder eine Vollkeramikkrone mit einem Zirkoniumdioxidabutment (n = 38) verwendet. Nach fünfjähriger Tragedauer der Restaurationen betrug die Überlebensrate sowohl der Abutments als auch der Restaurationen 100 %. Weder zwischen beiden Abutmentmaterialien noch zwischen den ersetzten und den natürlichen Zähnen zeigten sich signifikante Unterschiede hinsichtlich biologischer und radiologischer Indices einschließlich des marginalen Knochenverlustes.

Ein noch nicht endgültig geklärtes Problem stellt die für Zirkoniumdioxid charakteristische Materialalterung dar. Eine spontane Umwandlung der tetragonalen Phase in die monokline Phase bei niedrigen Temperaturen und in feuchter Umgebung birgt vor allem bei unverblendeten Zirkoniumdioxidrestaurationen und -abutments das Risiko einer reduzierten

Belastbarkeit bis hin zum Materialversagen [39, 58, 79]. Bis heute konnte allerdings keine direkte Beziehung zwischen Alterungsprozessen des Zirkoniumdioxids und einem Materialversagen nachgewiesen werden. Wegen des Fehlens von Langzeituntersuchungen zu Zirkoniumdioxidabutments mit einer über fünfjährigen Beobachtungsdauer [29, 39, 121, 145] kann noch nicht abschließend zu diesem Problem Stellung bezogen werden.

2.4 Zweiteilige Abutments

Als „zweiteilige“ Abutments kann man solche Abutments bezeichnen, bei denen das gesamte Abutment aus zwei getrennten Teilen, also in der Regel aus einer Titanbasis und einem zementierbaren Zirkoniumdioxidaufbau für die Aufnahme der Krone, besteht (Abbildung 1). In der Literatur werden aber nicht selten auch solche Abutments als zweiteilig bezeichnet, die zwar aus zwei Komponenten bestehen, aber bereits herstellerseits so bearbeitet beziehungsweise fest montiert sind, dass eine Trennung beider Einzelteile nicht mehr möglich ist. Zur Abgrenzung beider Abutmenttypen werden im Folgenden solche „Hybrid-Abutments“ von zweiteiligen Abutments im wörtlichen Sinne unterschieden.



Abbildung 1: Beispiel für ein zweiteiliges Abutment, bestehend aus der Titanbasis und einem Zirkoniumdioxidaufbau (Fa. Dentsply Implants, Mannheim, http://www.dental-kompakt-online.de/produktdetail/produkt/custom_abutment_zirkonoxid_zweiteilig_4536.html [5.8.2013])

I

Im Allgemeinen zielt die Verwendung zweiteiliger Abutments aus einer Titanbasis und einem Keramikaufbau darauf ab, zwischen Titanimplantat und Abutment eine Metall- zu Metall-Verbindung zu schaffen und gleichzeitig die (ästhetischen) Vorzüge der keramischen Abutments zu nutzen. Bei direktem Keramik-Metall-Kontakt kann die härtere Keramik bei bestimmten Mikrobewegungen zu Abrieberscheinungen der Metalloberfläche („Fretting wear“) führen. Brodbeck untersuchte lichtmikroskopisch die Oberflächen eines Implantates mit Aussenhexagonverbindung nach einer dynamischen Belastung des aufgesetzten vollkeramischen Abutments und demonstrierte die nach Kau-simulation abgerundeten Ecken des Innenhexagons [22]. In einer weiteren In-vitro-Studie wurden die Grenzflächen zwischen 6 Titanimplantaten und jeweils drei aufgeschraubten Titan- oder Zirkoniumdioxidabutments licht- und elektronenmikroskopisch nach einem Belastungstest untersucht. Zwar war es durch

die Belastung weder zu Schraubenlockerungen noch zu Abutmentfrakturen gekommen, der maximale Abrieb auf der Implantatschulter war jedoch bei Verwendung von Zirkoniumdioxidabutments mit durchschnittlich 10,2 μm signifikant größer als bei Titanabutments mit 0,7 μm [130]. In einer vergleichbaren experimentellen Studie mit einer ähnlichen Versuchsanordnung war eine andere Arbeitsgruppe zu ähnlichen Ergebnissen gelangt [82].

Mikrobewegungen zwischen den Metallimplantaten und den Keramikabutments sind selbst bei CAD/CAM-gefertigten Keramikteilen nicht immer vermeidbar, da diese nicht so präzise gefräst werden können wie Metallteile und folglich mit einer geringen Passungengenauigkeit beziehungsweise Spielpassung gerechnet werden muss. Hieraus kann ein Metallabrieb mit nachfolgender Schraubenlockerung resultieren. Außerdem bedingt der Mikropalt zwischen Metall und Keramik die Ansammlung von Debris mit einer resultierenden Prädisposition für Weichgewebs- und Knochenentzündungen im Sinne einer Perimplantitis [102, 112]. Die Verwendung von zweiteiligen Abutments mit einer Titanbasis und einem Keramikaufbau sollte das Phänomen des „Fretting wear“ verhindern.

Insgesamt existieren nur wenige Studien über zweiteilige und Hybridabutments. Im Bereich der Hybridabutments wurden einige Untersuchungen zu ZiReal®-Abutments (Implant Renovations, Florida/USA) durchgeführt; es handelt sich um Abutments aus Zirkoniumdioxidkeramik, in deren unteren Teil ein Metallring aus Titan eingearbeitet wurde, welcher einen Metall-zu-Metall Kontakt im Interface des Implantates herstellt [22]. Butz et al. (2005) untersuchten die statische Bruchfestigkeit von ZiReal-Abutments im Vergleich zu Titan- und Aluminiumoxidabutments nach simulierter Kaubelastung. Hierbei überlebten alle Abutments bis auf ein Aluminiumoxidabutment 1,2 Millionen Zyklen Kaubelastung und es kam zu keiner Schraubenlockerung. Die statische Belastung bis zum Bruch der Abutments war bei ZiReal und Titan nicht statistisch signifikant unterschiedlich ($294 \pm 53 \text{ N}$ vs. $324 \pm 85 \text{ N}$), bei den Aluminiumoxidabutments

mit 239 ± 83 N dagegen signifikant geringer als in den beiden übrigen Gruppen. Die Autoren zogen die Schlussfolgerung, dass titanverstärkte Zirkoniumdioxid und Titanabutments eine ähnliche Belastbarkeit besitzen, während reine Aluminioxidabutments weniger gute Materialeigenschaften aufweisen [24].

In einer weiteren Studie [10] wurde die Bruchfestigkeit dreier verschiedener Abumenttypen beim Ersatz einzelner Incisivi, bestehend aus vollkeramischen IPS Empress 2-Kronen auf Certain 3i- oder ITI-Straumann-Implantaten, untersucht. Die mittlere maximale Belastbarkeit bis zum Bruch der Restauration war bei ZiReal-Abutments ($792,7 \pm 122,6$ N) und bei Titanabutments ($793,6 \pm 162,3$ N) gleich groß, während sie bei Zirkoniumdioxidabutments ($604,2 \pm 191,1$ N) statistisch signifikant geringer ausfiel. Auch das Frakturmuster unterschied sich deutlich: In den beiden erstgenannten Gruppen fanden die Frakturen häufiger im Kronen- als im Abumentbereich statt (ZiReal: 16 : 2; Titan: 17 : 3), bei 20 Zirkoniumdioxidabutments waren drei Frakturmuster erkennbar: 2 Mal brach das Implantat, 6 Mal die Krone und 12 Mal das Abument. Dennoch zogen die Autoren den Schluss, alle drei Abumenttypen seien gleichermaßen für die Verwendung bei Einzelzahnersatz geeignet, weil sie Belastungen widerstünden, die höher seien als die physiologischerweise auf Incisivi einwirkenden Kräfte [10]. Die mittlere maximale Kaukraft am Einzelzahn beträgt etwa 250 N [85].

Lee und Hasegawa (2008) setzten Zirkoniumdioxidabutments ein, bei denen ein in Höhe des Implantat-Sekundärteil-Überganges angebrachter Titanring eine Titan-zu-Titan-Verbindung mit dem Implantat gewährleistete, um die Stabilität des Implantat-Abument-Interfaces zu erhöhen. Das Zusammenfügen mit einer Kraft von 30 Ncm sollte wie ein „virtuelles kaltes Schweißen“ den Reibungswiderstand gegen die Innenverbindung zum Implantat vergrößern und Mikrorotationen verhindern, um einer Schraubenlockerung entgegenzuwirken. Es wurden bei neun Patienten solche Hybridabutments für den Einzelzahnersatz in der augmentierten anterioren Maxilla verwendet. Während

der einjährigen Beobachtungsdauer traten keine Abutmentfrakturen, Schraubenlockerungen oder Implantatversagen auf, und alle Patienten waren auch unter ästhetischen Gesichtspunkten mit ihren Implantaten zufrieden [86].

Canullo et al. (2007) konstruierten zwei Typen von zweiteiligen Abutments, die sie aus einem Titanpfosten und einem individualisierten Zirkoniumdioxidaufbau zusammenstellten. Bei Typ 1 besaß der Titanpfosten einen kleineren Durchmesser als die Implantatplattform, so dass der Unterrand des Zirkoniumdioxidabutments direkt auf dem Implantat positioniert wurde. Bei Typ 2 nahm der Titanteil die gesamte Breite der Implantatschulter ein, so dass der Zirkoniumdioxidrand nicht direkt mit dem Implantat in Kontakt trat, sondern sich weiter koronal befand (Abbildung 2). In einer experimentellen Studie an 20 dieser zweiteiligen Abutments untersuchten sie rasterelektronenmikroskopisch den Spalt zwischen Implantat und Zirkoniumdioxidabutment (Typ 1) oder zwischen Abutment und Titanverbindung (Typ 2). Bei beiden Abutmentvarianten maßen sie eine horizontale Spaltbreite von durchschnittlich 10,0 µm und eine vertikale Spaltbreite von durchschnittlich 4,4 µm. Die maximale Zugbelastung betrug 190 N und die maximale Scherbelastung 436 N. Bei den Frakturen unter Maximalbelastung haftete der (nicht näher bezeichnete) Zement vollständig an der Titanbasis, ohne dass sich Frakturzeichen an den Zirkoniumdioxidkomponenten zeigten [27]. Die Autoren zogen aus ihren Ergebnissen die Schlussfolgerung, dass bei zweiteiligen Abutments der Verbindungszement den *locus minoris resistentiae* darstellt.

In einer klinischen Studie setzte Canullo (2007) die beiden oben beschriebenen Abutmenttypen bei 30 Patienten im Rahmen eines Einzelzahnersatzes mit Vollkeramikronen auf TSA-Implantaten (Fa. Impladent) ein. Vor der Insertion wurde laborseits die Titanoberfläche der Abutments mechanisch behandelt, um die Zementhaftung zu erhöhen, und mit Aluminiumoxidpartikeln der Korngröße 150 µm bei einem Druck von 2 atm abgestrahlt. Anschließend wurden die

beiden Komponenten des zweiteiligen Abutments jeweils vor der Insertion mit einem anaeroben Zement (Nimetec-Cem, Fa. 3M Espe) zusammengefügt [26].

Die Abutments wurden zum Einzelzahnersatz von jeweils 6 Incisivi, 2 Canini und 2 Molaren in Unter- und Oberkiefer sowie von 2 Unterkiefer-Prämolaren verwendet und das klinische Ergebnis nach durchschnittlich 40 Monaten (36-44 Monate) untersucht. Während der gesamten Tragedauer traten weder Abutmentfrakturen noch Schraubenlockerungen auf. Der mittlere Plaqueindex betrug bei den Abutments $0,57 \pm 0,32$, bei den natürlichen Zähnen $0,74 \pm 0,34$ und der mittlere Gingivaindex bei den Abutments $0,54 \pm 0,20$, bei den natürlichen Zähnen $0,72 \pm 0,30$ [26].



Abbildung 2: Zweiteilige Abutments nach Canullo et al. (2007a, b)
links: Unterer Rand des Zirkoniumdioxidabutments Typ 1
rechts: Frontalansicht des Typs 2

Sailer et al. (2009b) verglichen in einer In-vitro-Studie die Belastbarkeit von Zirkoniumdioxidabutments mit interner versus externer Verbindung bei verschiedenen ein- und zweiteiligen Implantat-Abutment-Kombinationen (Tabelle 4) mit Hilfe einer statischen Belastung in einem Winkel von 30 ° bis zum Versagen nach ISO-Norm 14801. Vor der Montage einer Einzelzahnkrone waren die zweiteiligen intern verbundenen Abutments (Gruppe C) den einteiligen intern (Gruppe D) und extern (Gruppe B) verbundenen Abutments hinsichtlich des maximalen Biegemoments statistisch signifikant überlegen. Auch nach der Montage einer Einzelzahnkrone wiesen die zweiteiligen intern verbundenen Abutments (Gruppe C) das signifikant höchste Biegemoment auf, während die einteiligen intern verbundenen Abutments (Gruppe D) gegenüber den drei übrigen Gruppen statistisch signifikant schwächer waren. Die Autoren zogen hieraus den Schluss, dass die Art der Verbindung bei Zirkoniumdioxidabutments einen entscheidenden Einfluss auf die Verbundfestigkeit ausübt, und dass der stärkste Verbund bei einer internen Verbindung über ein sekundäres Metallteil erzielt wird [122].

Tabelle 4: Vergleich der maximalen Biegemomente mit und ohne Einzelzahnrekonstruktion bei verschiedenen Implantat-Abutment-Kombinationen [122]

| | Gruppe A (n = 20) | Gruppe B (n = 20) | Gruppe C (n = 20) | Gruppe D (n = 20) |
|---|---|-----------------------------|--|--------------------------------|
| Implantat | Straumann | Branemark | Nobel Replace | Straumann |
| Abutment | Straumann Cares | Procera | Procera | Zirabut Synocta Prototyp |
| Implantat- Abutment- Verbindung | intern über Zirkondioxid- Sekundärteil; zweiteilig | direkt extern; einteilig | intern über metallisches Sekundärteil; zweiteilig | direkt intern; einteilig |
| Biegemoment ohne Rekonstruktion (Ncm; jeweils n = 10) | 371,5±142,3 | 276,5±47,6 | 434,9±124,8 | 182,5±136,5 |
| Biegemoment mit Rekonstruktion (Ncm; jeweils n = 10) | 283,3±44,8 | 291,5±31,7 | 351,5±58,0 | 184,3±77,7 |

In einer Folgestudie [132] wurden ähnliche Implantat-Abutment-Konstellationen experimentell nach künstlicher Alterung (Thermocycling: 5-50 °C, 120 s) und Kausimulation (1.200.000 Zyklen, 49 N 1,67 Hz) getestet und mit einteiligen Titanabutments als Kontrollgruppe verglichen (Tabelle 5). Bei der statischen Belastung im Winkel von 30 ° fiel das Biegemoment der einteiligen Titanabutments der Kontrollgruppe statistisch signifikant höher aus als bei den übrigen Versuchsgruppen. Innerhalb der Versuchsgruppen erzielten die zweiteiligen Abutments mit metallischem Sekundärteil (Gruppe RS) ein signifikant besseres Ergebnis als die einteiligen Zirkoniumdioxidabutments

(Gruppe B), der Mittelwert der Gruppe RS lag allerdings innerhalb der Spannweite der Werte der Gruppen SP und BL. Nach Ansicht der Autoren könnte die Verwendung metallischer Sekundärteile für die Stabilität von Zirkoniumdioxidabutments vorteilhaft sein.

In einer dritten Studie wurden schließlich die Frakturmuster der oben beschriebenen Testkombinationen untersucht [98]. In der Gruppe BL fanden die Frakturen bei maximaler Belastung innerhalb der internen Verbindung statt, während sich bei den zweiteiligen Abutments der Gruppen RS und SP partielle Deformierungen der Implantatkomponenten und Risse sowie Frakturen im Zirkoniumdioxidteil zeigten. Unter der Voraussetzung, dass vergleichbare mittlere Biegemomente auf die Implantat-Abutment-Verbindungen einwirkten, lässt sich vermuten, dass die Kräfte in den Gruppen RS und SP von der Suprastruktur (in diesem Fall Glaskeramikkronen) über die Implantat-Abutment-Verbindung auf das Implantat übertragen wurden und auf diese Weise zu Implantatdeformierungen führen konnten, während die Implantate bei den einteiligen Abutments intakt blieben. Die Autoren zogen wegen der hohen maximalen Biegemomente dennoch den Schluss, dass die Art der Verbindung zwischen Implantat und Abutment nur einen geringen Einfluss auf die Stabilität von Zirkoniumabutments ausübt [98].

Tabelle 5: Vergleich der maximalen Biegemomente bei verschiedenen Implantat-Abutment-Kombinationen nach Thermocycling und Kausimulation [132]

| | Gruppe T (n = 12) | Gruppe BL (n = 12) | Gruppe RS (n = 12) | Gruppe B (n = 12) | Gruppe SP (n = 12) |
|-------------------------------|--------------------------|--------------------------|---|--------------------------|---|
| Implantat | Straumann Bonelevel | Straumann Bonelevel | Nobel Replace | Branemark MK III RP | Straumann Standard |
| Abutment | Straumann Cares, Titan | ETKON | Procera | Procera | Zirabut Synocta Prototyp |
| Implantat-Abutment-Verbindung | direkt intern; einteilig | direkt intern; einteilig | intern über metallisches Sekundärteil; zweiteilig | direkt extern; einteilig | intern über Zirkondioxid-Sekundärteil; zweiteilig |
| Biegemoment (Ncm) | 714,1±184,9 | 331,7±57,8 | 429,7±62,8 | 285,8±64,4 | 379,9±59,1 |

Eine aktuelle amerikanische Studie verglich die maximale Belastbarkeit von drei verschiedenen Zirkoniumdioxidabutments mit und ohne metallisches Interface [78]. Jeweils 20 Abutments bestanden vollständig aus Zirkoniumdioxid (Gruppe AllZr; Aadvia CAD/CAM Zirconia Abutment) oder aus einem Zirkoniumdioxidabutment mit einem Friction-Fit-Titaninsert (Gruppe FrZr; Nobel Procera Abutment Zirconia) oder aus einem Zirkoniumdioxidabutment mit einer geklebten Titanbasis (Gruppe BondZr; Lava Zircona Abutment). Die Oberflächen der zweiteiligen, geklebten Abutments der Gruppe BondZr wurden tribochemisch mit Rocatec vorbehandelt und mit dem dualhärtenden Befestigungskomposit RelyX Unicem (Fa. 3M Espe) zusammengefügt.

Nach 24stündiger Lagerung in Wasser bei Zimmertemperatur wurden alle 60 Abutments einer thermischen Wechselbelastung (20 000 Zyklen, 5-55 °C) unterzogen. Anschließend wurden die Abutments auf Titanimplantate (ebenfalls

Rocatec und RelyX Unicem) befestigt. Bei der Belastung mit einer Universaltestmaschine (Traversengeschwindigkeit 1 mm/min) war die mittlere Kraft bis zum Verbindungsbruch mit $729,3 \pm 35,9$ N in der Gruppe BondZr statistisch signifikant größer als in den beiden übrigen Gruppen (Gruppe AllZr: $503,9 \pm 46,3$ N; Gruppe FrZr: $484,6 \pm 56,6$ N), die sich nicht voneinander unterschieden. Bei der rasterelektronenmikroskopischen Frakturanalyse differierten die Gruppen auch hinsichtlich der Frakturmuster: Die zweiteiligen Abutments (Gruppe BondZr) frakturierten zwischen dem Titan- und Zirkoniumdioxidanteil der Verbindung, wobei nur zwei Abutmentbrüche auftraten. Die rein aus Zirkoniumdioxid bestehenden Abutments (Gruppe AllZr) brachen in dem Bereich mit dem dünnsten Durchmesser und die Zirkoniumdioxidabutments mit Titaninsert (Gruppe FrZr) im Zirkoniumdioxidanteil an der Verbindung zum Schraubenkopf [78].

In der bisher einzigen Studie zur Verbundfestigkeit zweiteiliger Abutments nach Verwendung verschiedener Befestigungskomposite [50], die auch Gegenstand der vorliegenden Untersuchung ist, wurden Unterschiede der Retentionskraft von drei unterschiedlichen Befestigungskompositen dokumentiert. Die Einzelwerte der kleinen Subgruppen ($n = 7$) wiesen eine große Variationsbreite auf, so dass keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den Befestigungskompositen nachweisbar waren. Außerdem wurde in dieser Studie der Einfluss verschiedener Parameter auf die Verbundfestigkeit nicht geklärt, so dass sich für die vorliegende Untersuchung die im Folgenden beschriebene Problemstellung ergab.

2.5 Problemstellung

Aus der vorangestellten Literaturübersicht wird deutlich, dass bereits weitreichende Erkenntnisse zur Belastbarkeit der verschiedenen Typen von Zirkoniumdioxidabutments vorliegen. In diesem Zusammenhang scheinen zweiteilige Abutments mit einer Titanbasis Vorteile zu bieten. Weitgehend

unbekannt ist jedoch, welche Parameter die Verbundfestigkeit zwischen den Titan- und Zirkoniumdioxid-Komponenten bei diesen Abutments beeinflussen.

Das Ziel der vorliegenden Arbeit war es daher, die Verbundfestigkeit zwischen Titanbasen und Zirkoniumdioxidaufbauten zweiteiliger Abutments nach Anwendung verschiedener Oberflächenbehandlungen (Korundstrahlung, Haftvermittlung mit Alloy-Primer oder Clearfil Ceramic Primer, Rocatec) und Befestigungskomposite (RelyX, Panavia F2.0) systematisch zu untersuchen.

Zur Simulation des Mundhöhlenmilieus wurden die Proben einer thermischen Wechselbelastung ausgesetzt und die Verbundfestigkeit der Komponenten in vitro mit Hilfe eines Abzugsversuchs evaluiert.

Folgende Hypothesen wurden formuliert:

- Das Abstrahlen der Verbindungsflächen mit Al_2O_3 erhöht die Verbundfestigkeit zwischen Titanbasis und Zirkoniumoxidaufbau.
- Ein metallhaftender Primer eignet sich nur für die Verwendung mit Titanbasen.
- Ein Silanhaftvermittler eignet sich nur für die Verwendung mit Zirkoniumaufbauten.
- Ein universales Haftverbundsystem ist den spezifischen Haftvermittlern gleichwertig.
- Die Verbundfestigkeit ist bei Verwendung unterschiedlicher Befestigungskomposite identisch.

3 Material und Methode

3.1 Versuchsablauf und Gruppeneinteilung

Die Versuche wurden an insgesamt 120 Titanbasen mit Zirkoniumdioxidaufbauten nach einem standardisierten Schema durchgeführt (Abbildung 3). Es wurde der Einfluss einer Konditionierung, verschiedener Haftvermittler sowie zweier Befestigungskomposite auf die Verbundfestigkeit der Komponenten an Gruppen mit jeweils 10 zweiteiligen Abutments untersucht. In Abbildung 4 ist die Gruppeneinteilung grafisch dargestellt.

Alle Proben durchliefen vor den Abzugsversuchen eine thermische Wechselbelastung, um eine Alterung im Milieu der Mundhöhle zu simulieren.

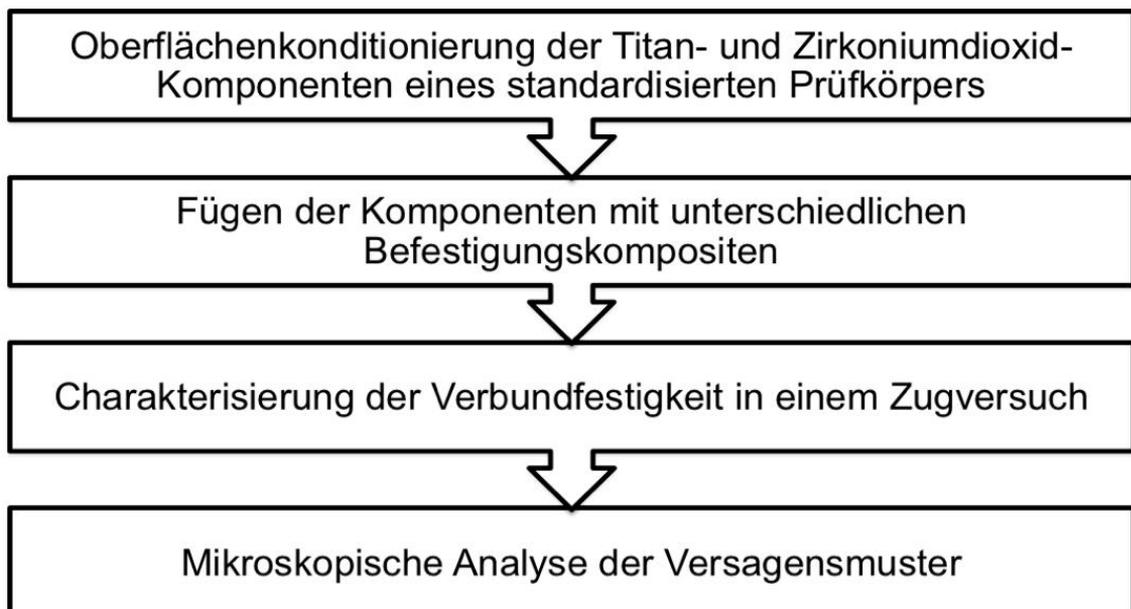


Abbildung 3: Versuchsablauf

| Gruppe | Titanbasen (n = 120) | | Zirkoniumdioxid-Aufbauten (n = 120) | | Befestigungsmaterial |
|-------------|--|----------------|--|----------------|----------------------|
| | Konditionierung | Haftvermittler | Konditionierung | Haftvermittler | |
| A (n = 10) | 110 µm Al ₂ O ₃ | | | | Panavia F 2.0 |
| B (n = 10) | 110 µm Al ₂ O ₃ | | | | RelyX Unicem |
| C (n = 10) | 110 µm Al ₂ O ₃ | | 110 µm Al ₂ O ₃ | | Panavia F 2.0 |
| D (n = 10) | 110 µm Al ₂ O ₃ | | 110 µm Al ₂ O ₃ | | RelyX Unicem |
| E (n = 10) | 110 µm Al ₂ O ₃ | Alloy-Primer | 110 µm Al ₂ O ₃ | Clearfil | Panavia F 2.0 |
| F (n = 10) | 110 µm Al ₂ O ₃ | Alloy-Primer | 110 µm Al ₂ O ₃ | Clearfil | RelyX Unicem |
| G (n = 10) | 110 µm Al ₂ O ₃ | Alloy-Primer | 110 µm Al ₂ O ₃ | Alloy-Primer | Panavia F 2.0 |
| H (n = 10) | 110 µm Al ₂ O ₃ | Alloy-Primer | 110 µm Al ₂ O ₃ | Alloy-Primer | RelyX Unicem |
| I (n = 10) | 110 µm Al ₂ O ₃ | Clearfil | 110 µm Al ₂ O ₃ | Clearfil | Panavia F 2.0 |
| J (n = 10) | 110 µm Al ₂ O ₃ | Clearfil | 110 µm Al ₂ O ₃ | Clearfil | RelyX Unicem |
| K* (n = 10) | 110 µm Al ₂ O ₃ + SiO ₂ | Silanlösung | 110 µm Al ₂ O ₃ + SiO ₂ | Silanlösung | Panavia F 2.0 |
| L* (n = 10) | 110 µm Al ₂ O ₃ + SiO ₂ | Silanlösung | 110 µm Al ₂ O ₃ + SiO ₂ | Silanlösung | RelyX Unicem |

Abbildung 4: Einteilung der Untersuchungsgruppen

* Rocatec

3.2 Herstellung der Implantatsockel und Zirkoniumdioxidkappchen

3.2.1 Herstellung der Implantatsockel

Als Prüfkörper dienten 120 Titanbasen aus Rein-Titan (Artikel-Nr. S 1020, Fa. Medentika, Hügelsheim).

Als Basis für die Prüfkörper wurden 120 Laborimplantate (Artikel-Nr. S 52, Fa. Medentika, Hügelsheim) in eine Polyurethanmasse (Alphadie MF, Fa. Schütz Dental Group, Rosbach) eingebettet. Um eine reproduzierbare Position der Implantate zu gewährleisten, wurden Einbetthilfen genutzt. Diese wiesen einen zentralen Einlass für das Laborimplantat mit einem Loch für die Implantatschraube auf, mit der das Laborimplantat in der Einbetthilfe befestigt wurde. Das Laborimplantat wurde 3 mm in die Einbetthilfe eingelassen.

Im nächsten Schritt wurde eine mit Al_2O_3 (150 μm Körnung, Druck: 2 bar) abgestrahlte und mit Aceton gereinigte Aluminiumhülse (15 mm Höhe, 14 mm Außendurchmesser) in der Einbetthilfe befestigt. Die Fixierung erfolgte an der Außenseite durch Klebewachs.

Danach wurde das Polyurethan angerührt. Laut Herstellerangaben beträgt das Mischungsverhältnis 10 g Basis, 5 g Härter und 1 gestrichener Löffel Füllstoff (entspricht 14 g). In einem ersten Mischversuch wurde festgestellt, dass diese Mengenangabe für 10 Implantatsockel ausreicht. Da die Länge der Verarbeitungsphase nicht gewährleistete, dass alle Implantatsockel ordnungsgemäß gefüllt werden konnten, wurden die Mengenangaben des Herstellers halbiert und bei jedem Herstellungszyklus fünf Implantatsockel gefertigt.

Um sicher zu stellen, dass die Polyurethanmasse blasenfrei das Laborimplantat umschloss, stand die Einbetthilfe auf einem Rüttler. Es wurde soviel

Polyurethanmasse wie möglich eingefüllt, so dass sich eine leicht konvexe Oberfläche ergab. Die Aushärtung der Polyurethanmasse erfolgte im Drucktopf bei 2 bar über 15 Minuten.

Nach dem Aushärten wurde der Komplex aus Hülse, Implantat und Polyurethan entnommen und seine Basisfläche mit Schleifpapier (Körnung 40 µm) plan geschliffen. Auf der nunmehr glatten Ebene wurde anschließend zur eindeutigen Zuordnung eine fortlaufende Probenkennung eingefräst.

3.2.2 Herstellung der Zirkoniumdioxidkappchen

Die Zirkoniumdioxidkappchen wurden in einem dentalen Fräszentrum (CADSPEED, Nienhagen, D) hergestellt. Das Fräsen der Zirkoniumdioxidkappchen erfolgte im CAD/CAM-Verfahren mit einer automatischen Fräse Typ 340i von der Firma Imes-Icore (Eiterfeld, D).

Das Rohmaterial Zirkon Biostar (Siladent, Goslar, D) hatte folgende Zusammensetzung:

- 88-96 % Zirkoniumdioxid (ZrO_2),
- 1-5 % Hafniumoxid (HfO_2),
- 4-6 % Yttriumoxid.

Die Geometrie wurde mit einem CAD Programm (Pictures by PC, Schott Systeme, München, D) technisch gezeichnet (siehe Abbildung 5).

Das Rohmaterial wurde nach dem Trockenfräsen von Anstiftungen gesäubert und anschließend 12 Stunden bei max. 1450 °C gesintert (AUSTROMAT µSiC, Dekema, Freilassing, D). Während des Sintervorgangs schrumpfte der

Prüfkörper um ca. 25 %, sodass das Fräsen mit einem Vergrößerungsfaktor von 1,25 durchgeführt wurde.



Abbildung 5: Fräsgeometrien

3.3 Vorbereitung

Zur Vorbereitung der durchzuführenden Versuchsreihe wurden die 120 Titanbasen mit einem Drehmoment von 25 Ncm in die Laborimplantate (Artikel-Nr. S 52, Fa. Medentika, Hügelsheim) geschraubt. Die weitere Verwendung erfolgte gruppenweise unter Verwendung verschiedener Oberflächenkonditionierungen und Befestigungsmaterialien (vgl. Abbildung 4, S. 28).

3.4 Oberflächenbehandlung

3.4.1 Oberflächenstrahlung mit Al_2O_3

Die Außenflächen von 100 Titanbasen (Gruppen A-J, vgl. Abbildung 4) und die Innenflächen von 80 Zirkoniumdioxidaufbauten (Gruppen C-J, vgl. Abbildung 4) wurden mit Aluminiumoxid-Pulver (Al_2O_3 , Shera, Lemförde, D) mit einer durchschnittlichen Korngröße von 110 μm bei einem Druck von 2 bar abgestrahlt. Mit Hilfe eines Silikonschlüssels wurden die umgebenden Bereiche geschützt. Zur restlosen Entfernung der Al_2O_3 -Körner wurden sowohl die Titanbasen mit Implantatsockel als auch die Zirkoniumdioxidaufbauten in einem Acetonbad gereinigt und anschließend die Acetonreste unter Druckluft verblasen.

3.4.2 Oberflächenbehandlung mit Alloy Primer

Für die Titanbasen der Gruppen E-F sowie die Zirkoniumdioxidaufbauten der Gruppen G und H (vgl. Abbildung 4, S. 28) wurde nach der Oberflächenbehandlung mit Al_2O_3 der Haftvermittler Alloy Primer (Fa. Kuraray Europe, Frankfurt/Main) verwendet.

Der Alloy Primer ist laut Herstellerangabe ein metallhaftender Primer mit den Hauptbestandteilen Aceton, 10-Methacryloyloxydecyl-Dihydrogenphosphat (MDP) und 6-(4-Vinylbenzyl-N-propyl)Amino-1,3,5-Triazin-2,4-Dithion. Er wird eingesetzt, um die Haftung zwischen dental angewandten Metallen bzw. Metalllegierungen und Materialien auf Kunststoffbasis zu verbessern.

Nach der Acetonreinigung und Trocknung der zu behandelnden Oberflächen wurde eine dünne gleichmäßige Schicht Alloy Primer mit einem Einweg-Pinselaufsatz aufgetragen. Nach einer Einwirkzeit von 5 Sekunden konnte mit dem Auftragen des jeweils verwendeten Befestigungskomposits fortgefahren werden.

3.4.3 Oberflächenbehandlung mit Clearfil Ceramic Primer

Bei den Titanbasen der Gruppen I und J sowie den Zirkoniumdioxidaufbauten der Gruppen E und F sowie I und J wurde der Silan-Haftvermittler Clearfil Ceramic Primer (Fa. Kuraray Europe, Frankfurt/Main) eingesetzt (vgl. Abbildung 4, S. 28), der sich laut Herstellerangaben für die Oberflächenbehandlung von Keramik, Hybridkeramik oder Composite-Kunststoff eignet. Seine Hauptbestandteile sind Ethanol, 10-Methacryloyloxydecyl-Dihydrogenphosphat (MDP) und 3-Methacryloxypropyl-Trimethoxysilan.

Auf die Oberfläche der Titanbasen oder Zirkoniumdioxidaufbauten wurde nach Acetonreinigung und Trocknung eine dünne gleichmäßige Schicht Clearfil Ceramic Primer mit einem Einmalbürstchen aufgetragen und die Oberfläche im Luftstrom getrocknet. Anschließend konnte mit der Befestigung begonnen werden.

3.4.4 Oberflächenbehandlung mit Rocatec

Bei den Titanbasen und Zirkoniumdioxidaufbauten der Gruppen K und L (vgl. Abbildung 4, S. 28) wurde als Oberflächenbearbeitung eine Vorbehandlung mit dem Haftverbundsystem Rocatec (Fa. 3M Espe, Seefeld) gewählt. Es eignet sich laut Hersteller sowohl für den adhäsiven Verbund zwischen Composite-Materialien und Dentallegierungen als auch zur Beschichtung von Keramikoberflächen vor der Befestigung. Durch das Aufbringen einer silikatischen Schichtung und die Applikation von Silan entsteht die Basis für eine chemische Verbindung, eine mechanische Retention liegt auf Grund des Abstrahlens ebenfalls vor.

Das Rocatec-System besteht aus drei Komponenten: Rocatec Pre (hochreiner Korund [Aluminiumoxid] 110 µm), Rocatec Plus (hochreiner Korund [Aluminiumoxid] 110 µm mit Kieselsäure [SiO₂] modifiziert und ESPE Sil (Silan in Ethanol).

Nach Reinigung mit Aceton und Trocknung wurden die Titanbasen und Zirkoniumdioxidaufbauten mit Rocatec Pre für etwa 10 Sekunden bei 2,8 bar Strahldruck abgestrahlt. Als Nächstes wurden beide Oberflächen mit Rocatec Plus für mindestens 13 Sekunden bei 2,8 bar Strahldruck silikatisiert. Anschließend erfolgte die Silanisierung der Oberflächen durch Auftragen von ESPE Sil mit dem dafür vorgesehen Rocatec-Pinsel aus Marderhaar. Nach fünfminütiger Trocknung waren die Titanbasen und Zirkoniumdioxidaufbauten für die Befestigung vorbereitet.

3.5 Befestigung

3.5.1 Verwendung des Befestigungskomposits RelyX Unicem

Die Titanbasen und Zirkoniumdioxidaufbauten der Gruppen B, D, F, H, J und L (vgl. Abbildung 4, S. 28) wurden mit Hilfe des Befestigungskomposits RelyX Unicem (Fa. 3M Espe, Seefeld) zusammengefügt.

Bei RelyX Unicem handelt es sich um ein dualhärtendes, selbstadhäsives Befestigungskomposit mit den Hauptbestandteilen 2,2'-Ethylendioxydiethylmethacrylat, ein Gemisch aus Mono-, Di- und Tri-Glycerindimethacrylat-Estern der Phosphorsäure, Glaspulver, Siliziumdioxid mit Silan behandelt und Dinatriumperoxodisulfat.

Das Befestigungskomposit wird in einem Clicker-Dispenser geliefert, der eine Basispaste und eine Katalysatorpaste in zwei getrennten Kammern enthält. Beim ersten Herunterdrücken des Clickerhebels werden beide Pasten in dem Dispensersystem auf Gleichstand gebracht, so dass bei den folgenden Verwendungen automatisch Basis- und Katalysatorpaste im richtigen Mengenverhältnis dosiert werden. Die beim ersten Betätigen des Hebels austretende kleine Menge Befestigungskomposit wird verworfen. Anschließend wird die benötigte Menge an Befestigungskomposit – hier pro Prüfkörper ein Klick – auf einen Block dosiert.

Für jeden Prüfkörper wurde eine gleichmäßige Schicht Befestigungskomposit sowohl auf die Außenfläche der Titanbasis als auch auf die Innenfläche des Zirkoniumdioxidkappchens aufgetragen, das Kappchen auf die Basis aufgesetzt und das zweiteilige Abutment manuell zusammengepresst. Entstandene Überschüsse wurden entfernt. Zunächst wurden die Proben dann für 90 Sekunden lichtgehärtet (Uni XS, Heraeus Kulzer, Hanau, D). Die Endhärte wurde während einer Lagerung der Proben in einem Wärmeschrank bei 23 °C über 24 Stunden erreicht.

3.5.2 Verwendung des Befestigungskomposits Panavia F2.0

Die Titanbasen und Zirkoniumdioxidaufbauten der Gruppen A, C, E, G, I und K (vgl. Abbildung 4) wurden mit Hilfe des Befestigungskomposits Panavia F 2.0 (Fa. Kuraray Europe, Frankfurt/Main) zusammengefügt.

Bei Panavia F 2.0 handelt es sich um ein dualhärtendes Befestigungskomposit aus zwei Komponenten: Paste A enthält laut Hersteller als Hauptinhaltsstoffe 10-Methacryloyloxydecyl-Dihydrogenphosphat (MDP), hydrophobes aromatisches Dimethylacrylat, hydrophobes aliphatisches Dimethylacrylat, hydrophiles aliphatisches Dimethylacrylat, silanisierte Kieselerdefüller, silanisierte und kolloidale Kieselerde, di-Kamferchinon sowie Katalysatoren und Initiatoren. Paste B enthält hauptsächlich hydrophobes aromatisches Dimethylacrylat, hydrophobes aliphatisches Dimethylacrylat, hydrophiles aliphatisches Dimethylacrylat, silanisieretes Bariumglas-Füllmittel, oberflächenbehandeltes Natriumfluorid, Katalysatoren, Beschleuniger und Pigmente.

Vor Gebrauch müssen gleiche Anteile beider Pasten 20 Sekunden gut vermischt werden. Entsprechend den Herstellerangaben für ein Inlay wurde für das Befestigen eines Zirkoniumdioxidkäppchens auf eine Titanbasis von beiden Pasten die Menge verwendet, die bei einer halben Drehung der Applikationshilfe ausgetreten war. Nach dem Vermischen wurde eine gleichmäßige Schicht des Befestigungskomposits sowohl auf die Außenfläche der Titanbasis als auch auf die Innenfläche des Zirkoniumdioxidkäppchens aufgetragen, das Käppchen auf die Basis aufgesetzt und das zweiteilige Abutment manuell zusammengepresst. Entstandene Überschüsse wurden entfernt. Zunächst wurden die Proben dann für 90 Sekunden lichtgehärtet (Uni XS, Heraeus Kulzer, Hanau, D). Die Endhärte wurde während einer Lagerung der Proben in einem Wärmeschrank bei 23 °C über 24 Stunden erreicht.

3.6 Thermische Wechselbelastung

Nach der Zwischenlagerung wurden alle 120 Prüfkörper einer thermischen Wechselbelastung ausgesetzt, um die in der Mundhöhle vorkommenden Wechselbelastungen in einem feuchten Umgebungsmilieu zu simulieren.

In zwei Temperierbädern (RCS 6, Fa. Lauda, Königshofen) mit Temperaturen von +5 °C bzw. +55 °C wurden automatisiert 10.000 Zyklen durchlaufen. Jeder Prüfkörper wurde für 30 Sekunden in eines der Temperierbäder eingetaucht und dann für 10 Sekunden der Raumluft ausgesetzt, um anschließend in das andere Wasserbad eingetaucht zu werden und den nächsten Zyklus zu starten.

Nach Ablauf der 10.000 Zyklen wurden die Prüfkörper erneut für 24 Stunden im Wärmeschrank bei 23 °C gelagert.



Abbildung 6: Versuchsaufbau für die thermische Wechselbelastung

3.7 Abzugsversuch

Die Abzugsvorrichtung wurde eigens für diese Versuchsreihe entwickelt (Forschungswerkstätten der Medizinischen Hochschule Hannover, D; Abbildung 7). Diese wurde in eine Universalprüfmaschine (Type 20 K, Fa. UTS-Testsysteme, Ulm-Eisingen) eingebaut.

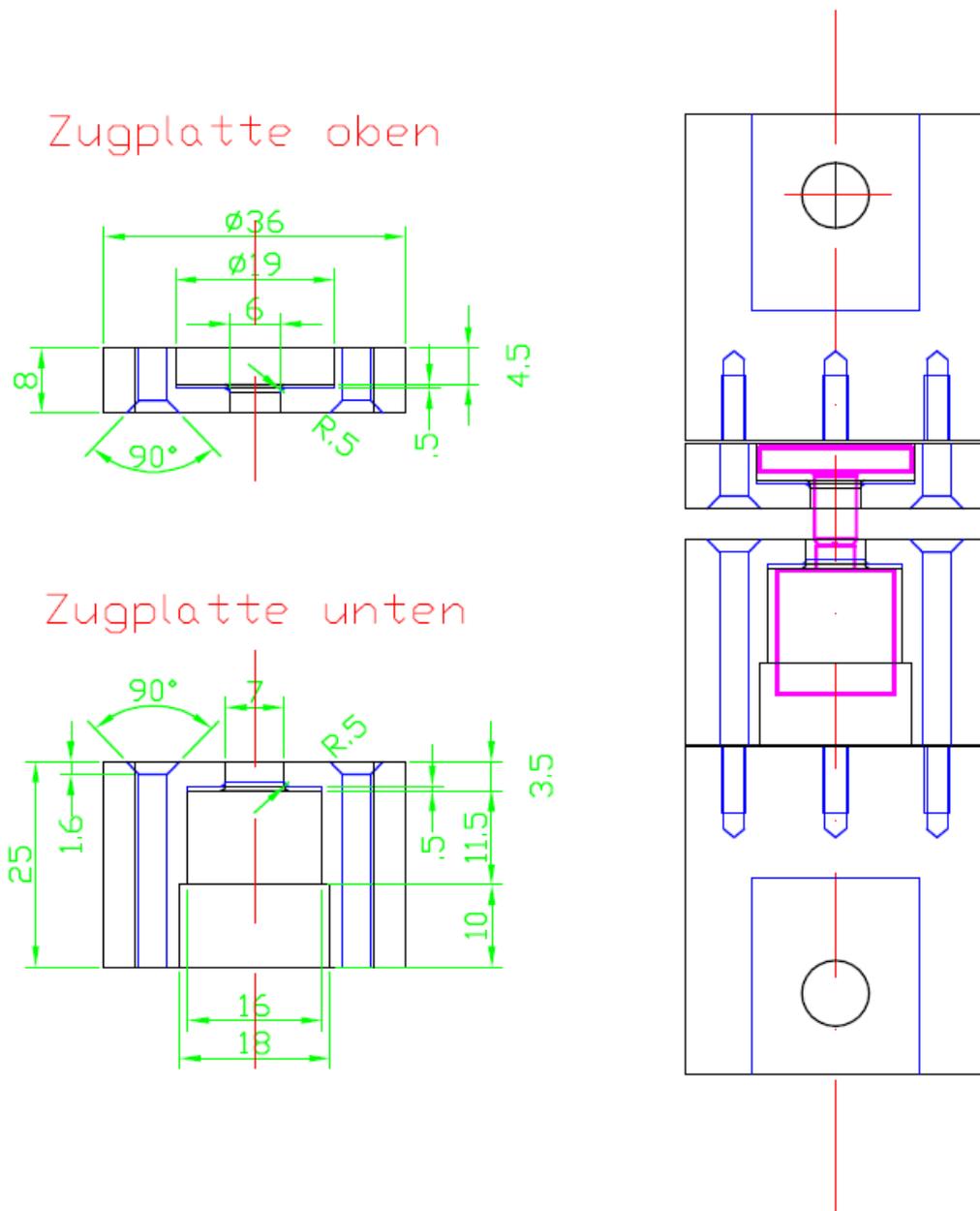


Abbildung 7: Technische Zeichnung der Abzugsvorrichtung

Eine in die Mitte eingelassene Nut (Abbildung 8). gewährleistet die zentrale Lage der Prüfkörper in der Prüfmaschine und damit eine verlässliche reproduzierbare Position für den gesamten Versuch.

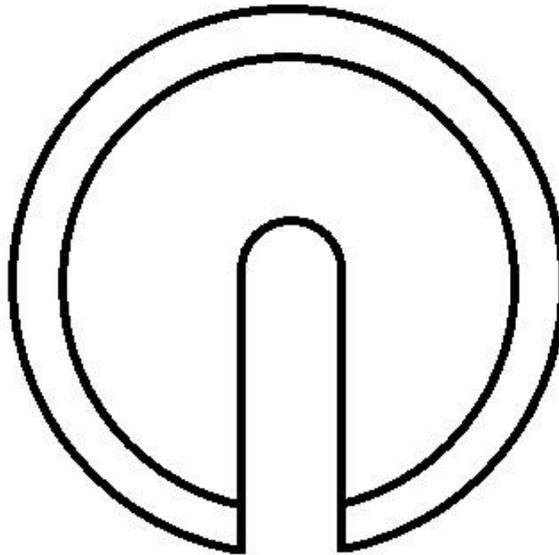


Abbildung 8: Aufsicht Abzugsvorrichtung

Die Prüfkörper wurden einzeln so in die Abzugsvorrichtung der Universalprüfmaschine (Abbildung 9, Type 20 K, Fa. UTS-Testsysteme, Ulm-Eisingen) eingespannt, dass das Zirkoniumdioxidkappchen im oberen Anteil auflag und der Implantatsockel im unteren Anteil schwebte. Nach einer Kontrolle der zentralen Position des Prüfkörpers in der Abzugsvorrichtung konnte der Abzugsversuch bei Raumtemperatur gestartet werden.



Abbildung 9: Abzugsvorrichtung der Universalprüfmaschine

Durch langsames Auseinanderführen der beiden Zügelemente suchte die Maschine automatisch den Ausgangspunkt für den Beginn der Versuche. Von diesem Punkt des Kraftschlusses an begann die Messung der Abzugskraft. Bei einer Abzugsgeschwindigkeit von 1 mm/min wurden die Prüfkörper dann bis zur Lösung der Verbindung zwischen Zirkoniumdioxidaufbau und Implantatbasis belastet. Gleichzeitig erfolgte eine Kraftmessung mit Aufzeichnung eines Kraft-Weg-Diagramms (Phoenix Programm, Fa. UTS-Testsysteme, Ulm-Eisingen).

Der Abzugsversuch wurde bis zu einer vollständigen Lösung des Zirkoniumdioxidkappchens vom Titanabutment durchgeführt.

3.8 Fraktographische Analyse

Im Anschluss an die Abzugsversuche wurden die Bruchflächen zunächst einer visuellen Kontrolle und anschließend einer mikroskopischen Analyse unter dem Auflichtmikroskop (M3Z, Fa. Wild, Heerbrugg/Schweiz) unterzogen. Zusätzlich wurden die Bruchflächen mit einer an das Mikroskop angeschlossenen Digitalkamera (ProgRes C12 plus, Fa. Jenoptik, Jena) fotografiert.

Es wurden die Reste des Befestigungskomposits beurteilt und entsprechend ihrer Anhaftung am Titanimplantatsockel oder am Zirkoniumdioxidkappchen oder an beiden Komponenten in drei Gruppen eingeteilt.

Ein repräsentativer Prüfkörper jeder Gruppe wurde zusätzlich im Rasterelektronenmikroskop (Philips SEM 50, Fa. Philips, Eindhoven/Niederlande) unter Niedervakuum analysiert.

3.9 Statistische Auswertung

Die statistische Analyse erfolgte mittels der Statistiksoftware SPSS Version 19.0 für Windows (Fa. IBM, München). Die statistische Auswertung wurde mit Unterstützung durch Prof. Dr. Ph. Kohorst durchgeführt.

Für jede Gruppe wurden als statistische Kenngrößen arithmetischer Mittelwert, Minimum, Maximum und Standardabweichung berechnet.

Die Messwerte der einzelnen Gruppen wurden mit Hilfe des Kolmogorov-Smirnov-Tests auf Normalverteilung überprüft.

Der Einfluss der unterschiedlichen Oberflächenkonditionierungen sowie der Befestigungsmaterialien wurde mit einer zweifaktoriellen ANOVA-Analyse untersucht.

Ein direkter statistischer Vergleich der Untersuchungsgruppen erfolgte mit dem Post-hoc-Scheffé-Test.

Das Signifikanzniveau wurde auf $p < 0,05$ festgelegt.

4 Ergebnisse

4.1 Abzugsverhalten

Alle Versuche konnten bis zum Versagen der Komponentenverbindung durchgeführt werden. Die Kraft-Wege-Diagramme der mit unterschiedlichen Befestigungskompositen und Oberflächenbearbeitungen behandelten Prüfkörper zeigten keinen differierenden Verlauf. Ein repräsentativer Verlauf ist in Abbildung 10 dargestellt: Man erkennt einen linearen Anstieg der Kurve mit Zunahme der einwirkenden Kraft, bis es an einem bestimmten Punkt (hier: etwa 500 N) zum Zerreißen der Verbindung zwischen Titanbasis und Zirkoniumdioxidaufbau kommt: Dies ist in der Kurve im unten dargestellten Beispiel an einem abrupten Abfall der Kraft bis auf etwa 150 N erkennbar. Eine weiteres, allmähliches Absinken der Kraft bis auf 0 N spiegelt die Kraftentwicklung im Zeitraum vom Zerreißen des Verbundes bis zu einer vollständigen Lösung des Zirkoniumdioxidkappchens vom Titanabutment wieder.

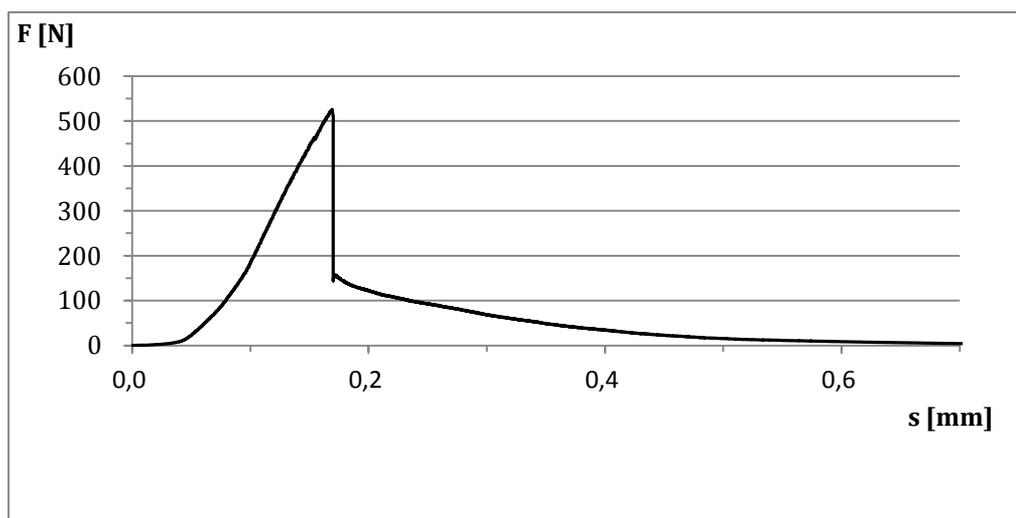


Abbildung 10: Kraft-Weg-Diagramm einer repräsentativen Probe

4.2 Untersuchung der Abzugskräfte

Die bei den Abzugsversuchen gemessenen Abzugskräfte für die verschiedenen Versuchsgruppen sind der folgenden Tabelle 6 – hier aufgetrennt nach den beiden verwendeten Befestigungskompositen – in der Übersicht dargestellt.

Tabelle 6: Übersicht über die Abzugskräfte

Angegeben sind Mittelwerte, Standardabweichungen, Minima und Maxima. Mittelwerte mit gleichen Indices innerhalb einer Spalte unterscheiden sich nicht statistisch signifikant ($p < 0,05$, Post-hoc-Scheffé-Test)

| Panavia F 2.0, Kuraray | | | | |
|------------------------|------------------------|--------------------|---------|---------|
| Gruppe | Abzugskräfte in N | | | |
| | Mittelwert | Standardabweichung | Minimum | Maximum |
| A | 222,3 ^a | 67,6 | 138,5 | 357,0 |
| C | 319,3 ^{a,b} | 95,6 | 217,9 | 482,3 |
| E | 499,0 ^{b,c} | 129,5 | 340,1 | 756,6 |
| G | 532,4 ^{b,c} | 209,3 | 267,6 | 927,7 |
| I | 598,6 ^c | 173,7 | 370,4 | 859,4 |
| K | 431,3 ^{a,b,c} | 244,3 | 239,1 | 929,2 |
| RelyX Unicem, 3M ESPE | | | | |
| Gruppe | Abzugskräfte in N | | | |
| | Mittelwert | Standardabweichung | Minimum | Maximum |
| B | 258,7 ^a | 106,1 | 153,0 | 503,1 |
| D | 364,9 ^{a,b} | 109,9 | 219,0 | 627,1 |
| F | 360,3 ^{a,b} | 124,0 | 156,1 | 638,0 |
| H | 543,7 ^b | 208,4 | 289,6 | 849,1 |
| J | 555,8 ^b | 144,4 | 329,4 | 762,3 |
| L | 538,9 ^b | 208,4 | 290,7 | 900,6 |

Die Verbundfestigkeit bei den mit Panavia F 2.0 befestigten Abutments reichte in den einzelnen Untergruppen von $222,3 \pm 67,6$ N bis $598,6 \pm 173,7$ N, bei den mit RelyX Unicem befestigten Abutments von $258,7 \pm 106,1$ N bis $555,8 \pm 144,4$ N. Die statistische Analyse konnte keinen statistisch signifikanten Einfluss des Befestigungskomposits auf die Verbundfestigkeit zwischen Titanbasen und Zirkoniumdioxidaufbauten zeigen ($p = 0,913$; Abbildung 11).

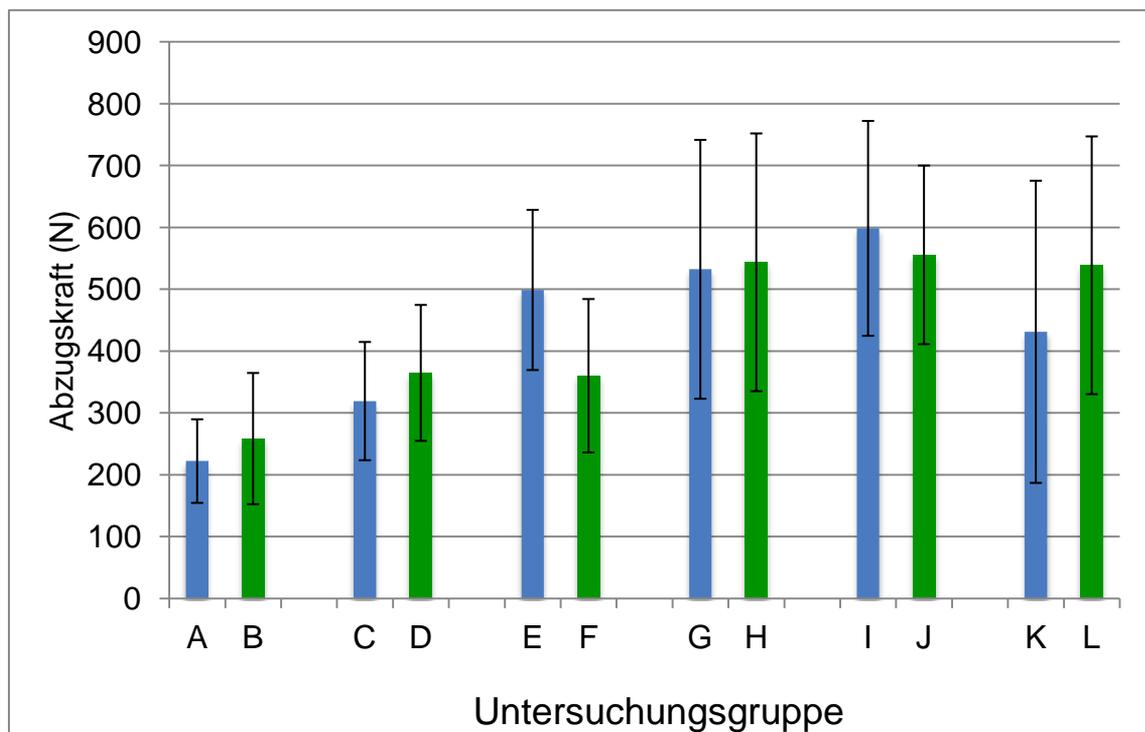


Abbildung 11: Abzugskräfte in Abhängigkeit vom verwendeten Befestigungskomposit und der Oberflächenbehandlung/-modifikation
(blau: Panavia F 2.0; grün: RelyX Unicem)

Wie aus Tabelle 6 hervorgeht, bestanden zwischen den Untergruppen, d. h. den unterschiedlichen Oberflächenbehandlungen, große statistisch signifikante Unterschiede. Die Varianzanalyse zeigte für den Einfluss der

Oberflächenbehandlung einen statistisch hoch signifikanten Zusammenhang ($p < 0,0001$).

Die mittlere Abzugskraft betrug beispielsweise in den Gruppen A + B, bei denen lediglich die Oberflächen der Titanbasen mit Al_2O_3 abgestrahlt worden waren, $222,3 \pm 67,6$ N (Panavia F 2.0) und $258,7 \pm 106,1$ N (RelyX Unicem). Sie steigerte sich durch zusätzliche Haftvermittlung mittels Clearfil Ceramic Primer in den Gruppen I + J auf $598,6 \pm 173,7$ N (Panavia F 2.0) und $555,8 \pm 144,4$ N (RelyX Unicem), d. h. auf mehr als das Doppelte.

4.3 Verteilung der Frakturmuster

Bei der Analyse des Frakturmusters zeigten sich ausschließlich adhäsive Frakturen, d. h. die Frakturlinien verliefen zwischen zwei Materialien und nicht (wie bei kohäsiven Frakturen) innerhalb des Befestigungsmaterials.

Beim Auftreten von adhäsiven Frakturen sind im Rahmen der hier gewählten Versuchsanordnung prinzipiell drei Muster denkbar: Adhäsive Frakturen zwischen Titanbasis und Befestigungskomposit beziehungsweise zwischen Zirkoniumdioxidaufbau und Befestigungskomposit sowie gemischte Frakturen, bei den sich die Frakturlinie teilweise zwischen Titanbasis/ Befestigungskomposit und teilweise zwischen Zirkoniumdioxidaufbau/ Befestigungskomposit befindet.

Alleinige Frakturen zwischen Titanbasis und Kompositschicht traten in der vorliegenden Untersuchung nicht auf. Adhäsive Frakturen zwischen Zirkoniumdioxidaufbau und Befestigungskomposit waren in jeder Gruppe vorhanden, in den Gruppen A, B, C und L kamen sie ausschließlich vor. In den übrigen Gruppen waren bei 1 bis 6 Abutments gemischte Frakturmuster zu erkennen (vgl. Tabelle 7), d. h. dass nach dem Abzugsversuch das

Befestigungskomposit teilweise auf dem Zirkoniumdioxidaufbau und teilweise auf der Titanbasis haftete.

Tabelle 7: Verteilung unterschiedlicher Frakturmuster innerhalb der einzelnen Versuchsgruppen. (Angegeben ist jeweils die Anzahl der Prüfkörper)

| Gruppe (jeweils n = 10) | Adhäsive Fraktur Zirkoniumdioxid- aufbau/Komposit | Adhäsive Fraktur Titanbasis/ Komposit | Gemischter adhäsiver Frakturverlauf |
|-------------------------------|---|---|---|
| A | 10 | | |
| B | 10 | | |
| C | 10 | | |
| D | 4 | | 6 |
| E | 5 | | 5 |
| F | 7 | | 3 |
| G | 5 | | 5 |
| H | 9 | | 1 |
| I | 5 | | 5 |
| J | 8 | | 2 |
| K | 7 | | 3 |
| L | 10 | | |

4.4 Fraktographische Analyse

4.4.1 Gruppe A

In Gruppe A (nur Konditionierung der Titanbasis mit Al_2O_3 ; Panavia F 2.0) kam es bei allen Proben im Abzugsversuch zum Versagen zwischen Befestigungskomposit und Zirkoniumdioxidaufbau, d. h. dass die Kompositschicht vollständig auf der Titanbasis haften blieb (Abbildung 12).

Im Rasterelektronenmikroskop erkannte man in der Übersicht auf der Titanbasis die unregelmäßigen Reste des Befestigungskomposits an der Frakturlinie, während die Ränder des Zirkoniumdioxidaufbaus frei von Befestigungskomposit und glatt erschienen. Auch in der Detailansicht zeigte das Kämpchen eine glatte Oberfläche (Abbildung 13).

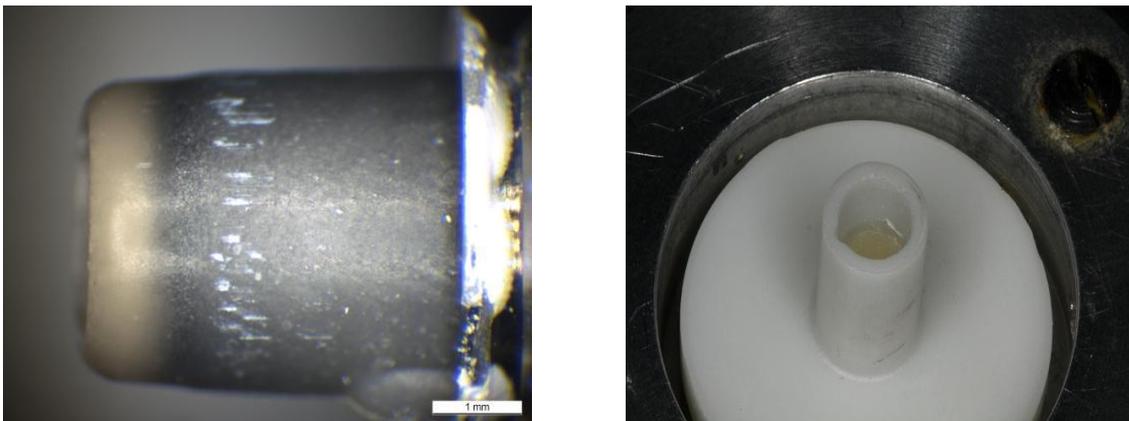


Abbildung 12: Lichtmikroskopische Darstellung der Titanbasis (links) und des Zirkoniumdioxidkämpchens (rechts), Gruppe A

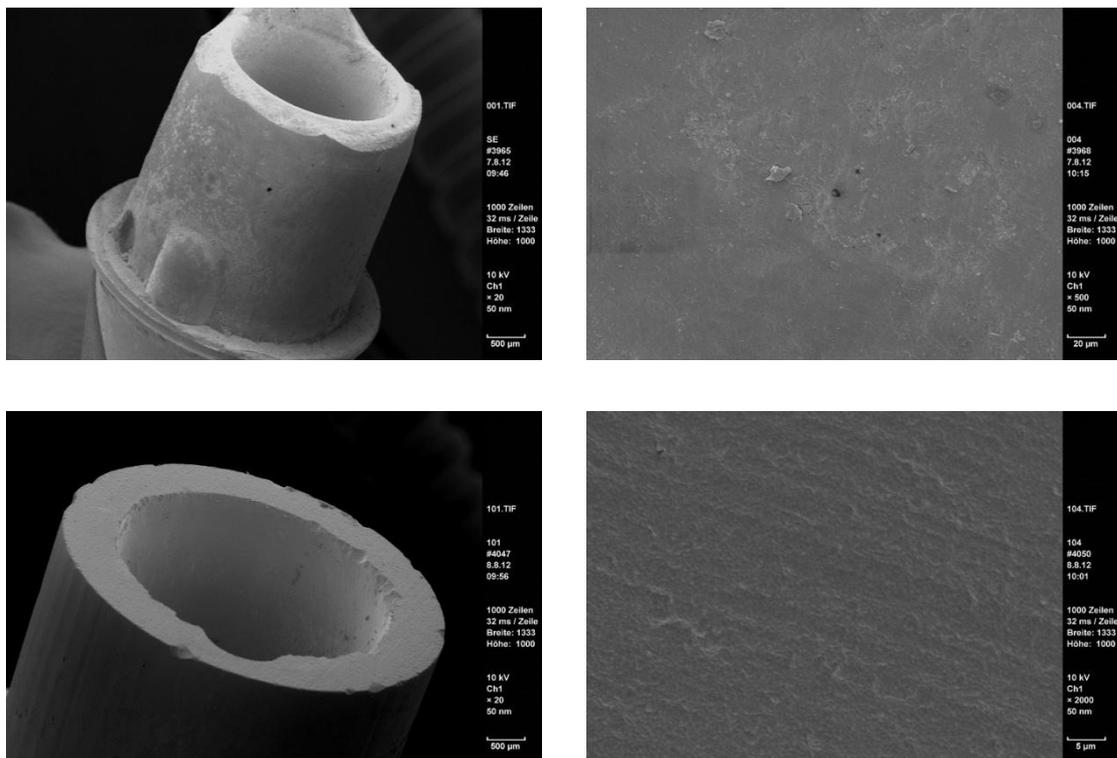


Abbildung 13: Rasterelektronenmikroskopische Darstellung, Gruppe A
oben links: Übersichtsaufnahme der Titanbasis
oben rechts: Detailansicht der Titanbasis
unten links: Übersichtsaufnahme des Zirkoniumdioxidkappchens
unten rechts: Detailansicht des Zirkoniumdioxidkappchens

4.4.2 Gruppe B

In Gruppe B (Konditionierung mit Al_2O_3 ; RelyX Unicem) war unter lichtmikroskopischer Betrachtung die Kompositschicht auf der Titanbasis ebenfalls vollständig erhalten (Abbildung 14). Die Rasterelektronenmikroskopische Aufnahme zeigt die Frakturlinie auf der Titanbasis (Abbildung 15). In der Detailansicht war auf beiden Flächen eine leicht unregelmäßige Struktur zu erkennen, d. h. dass hier ein Übergang zu einer gemischt-adhäsiven Fraktur bestand, bei der noch sehr geringe Kompositmengen auf dem Zirkoniumdioxidkappchen verblieben waren.

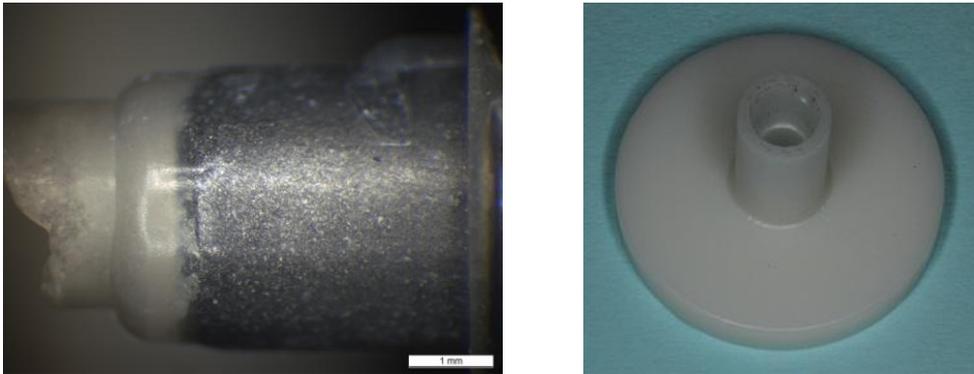


Abbildung 14: Lichtmikroskopische Darstellung der Titanbasis (links) und des Zirkoniumdioxidkappchens (rechts), Gruppe B

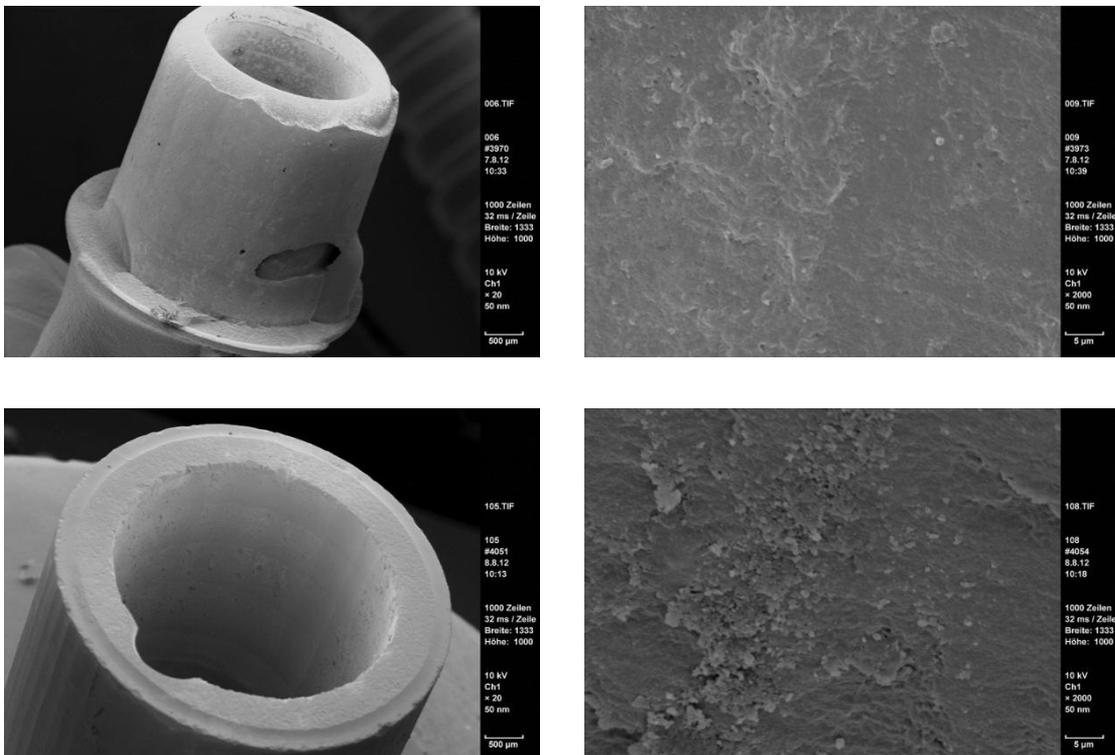


Abbildung 15: Rasterelektronenmikroskopische Darstellung, Gruppe B
oben links: Übersichtsaufnahme der Titanbasis
oben rechts: Detailansicht der Titanbasis
unten links: Übersichtsaufnahme des Zirkoniumdioxidkappchens
unten rechts: Detailansicht des Zirkoniumdioxidkappchens

4.4.3 Gruppe C

Auch in Gruppe C (Titanbasen und Zirkoniumdioxidkappchen: Al₂O₃; Panavia F 2.0) war es ausnahmslos zu adhäsiven Frakturen zwischen Befestigungskomposit und Zirkoniumdioxidaufbau gekommen. Bereits lichtmikroskopisch fiel die glatte rückstandsfreie Oberfläche des Zirkoniumdioxidkappchens auf (Abbildung 16). Auch rasterelektronenmikroskopisch zeigten sich glatte Frakturlinien und eine nur leicht unregelmäßige Struktur beider Oberflächen (Abbildung 17).

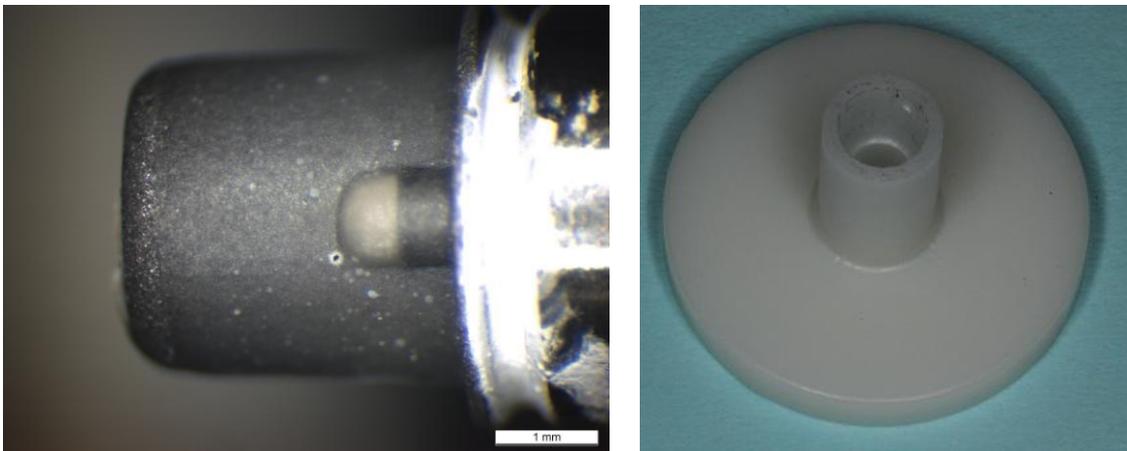


Abbildung 16: Lichtmikroskopische Darstellung der Titanbasis (links) und des Zirkoniumdioxidkappchens (rechts), Gruppe C

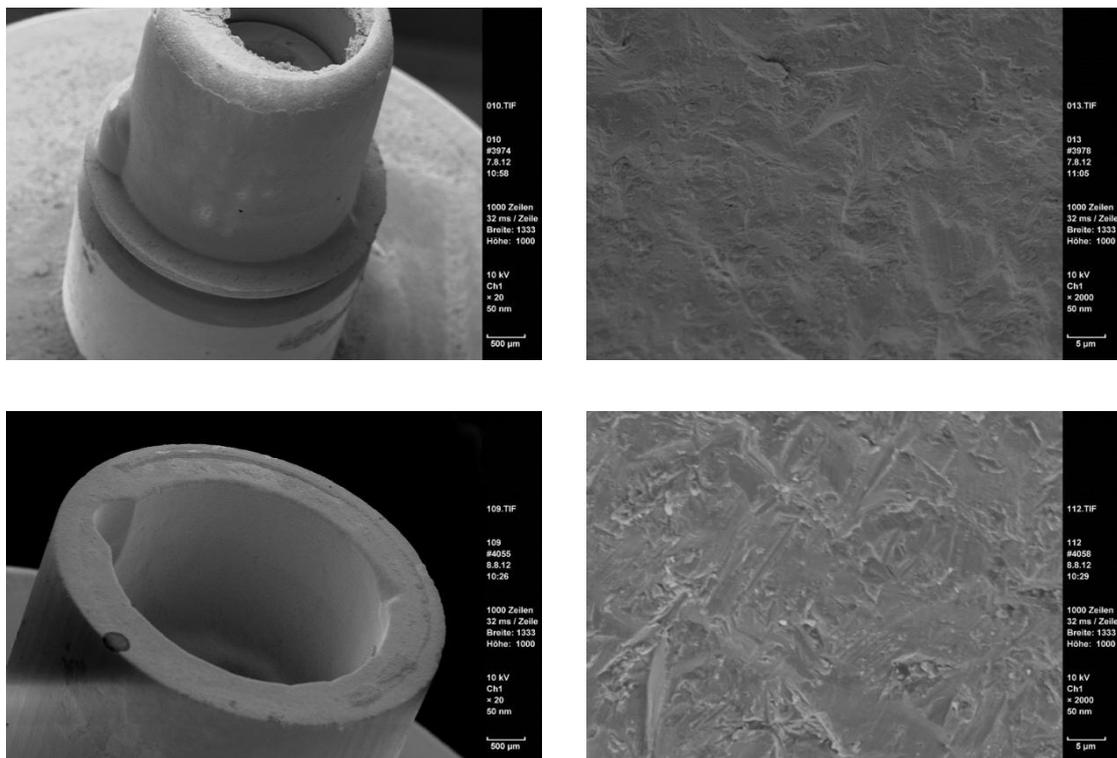


Abbildung 17: Rasterelektronenmikroskopische Darstellung, Gruppe C
 oben links: Übersichtsaufnahme der Titanbasis
 oben rechts: Detailansicht der Titanbasis
 unten links: Übersichtsaufnahme des Zirkoniumdioxidkappchens
 unten rechts: Detailansicht des Zirkoniumdioxidkappchens

4.4.4 Gruppe D

Bei den Abzugsversuchen in Gruppe D (Titanbasen und Zirkoniumdioxidkappchen: Al_2O_3 ; RelyX Unicem) waren bei 6 Proben gemischte Frakturen erkennbar: Auf der hier beispielhaft dargestellten Probe waren in der Übersicht lichtmikroskopisch und rasterelektronenmikroskopisch flächige Kompositreste sowohl auf der Titanbasis als auch auf dem Zirkoniumdioxidaufbau sichtbar (Abbildung 18, Abbildung 19).

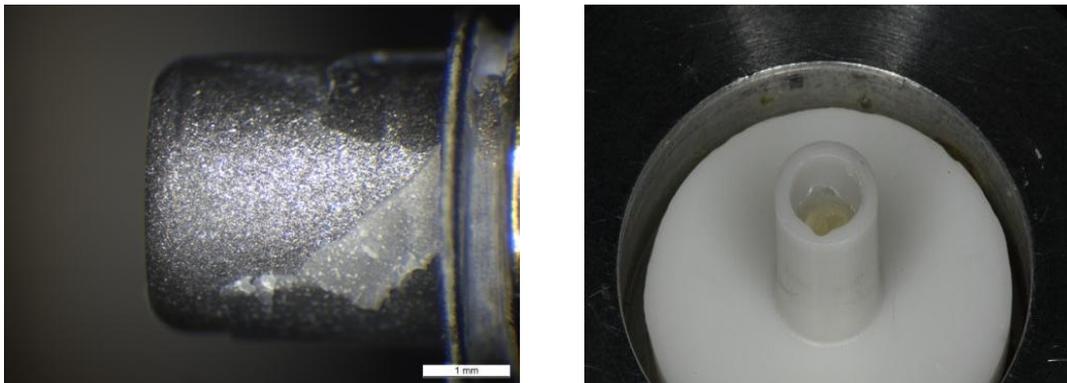


Abbildung 18: Lichtmikroskopische Darstellung der Titanbasis (links) und des Zirkoniumdioxidkappchens (rechts), Gruppe D

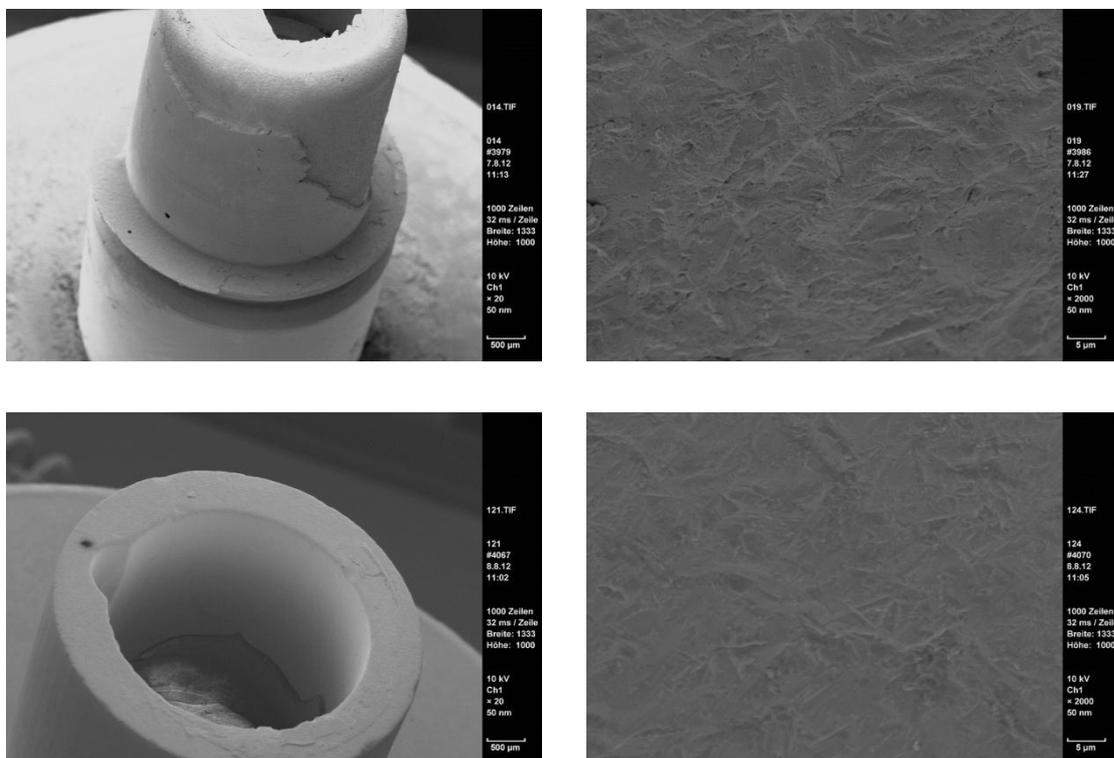


Abbildung 19: Rasterelektronenmikroskopische Darstellung, Gruppe D
oben links: Übersichtsaufnahme der Titanbasis
oben rechts: Detailansicht der Titanbasis
unten links: Übersichtsaufnahme des Zirkoniumdioxidkappchens
unten rechts: Detailansicht des Zirkoniumdioxidkappchens

4.4.5 Gruppe E

Auf der Beispieldokumentation für Gruppe E (Titanbasen: Al_2O_3 + Alloy-Primer; Zirkoniumdioxidaufbau: Al_2O_3 + Clearfil; Panavia F 2.0) war deutlich der Charakter einer gemischten Fraktur erkennbar, wie sie bei der Hälfte der Proben von Gruppe E vorkam. Unter dem Lichtmikroskop zeigten sich großflächige Kompositreste auf beiden Oberflächen (Abbildung 20). Auch rasterelektronenmikropisch sah man die stark ausgefransten Frakturänder an beiden Hälften des zweiteiligen Abutments (Abbildung 21).

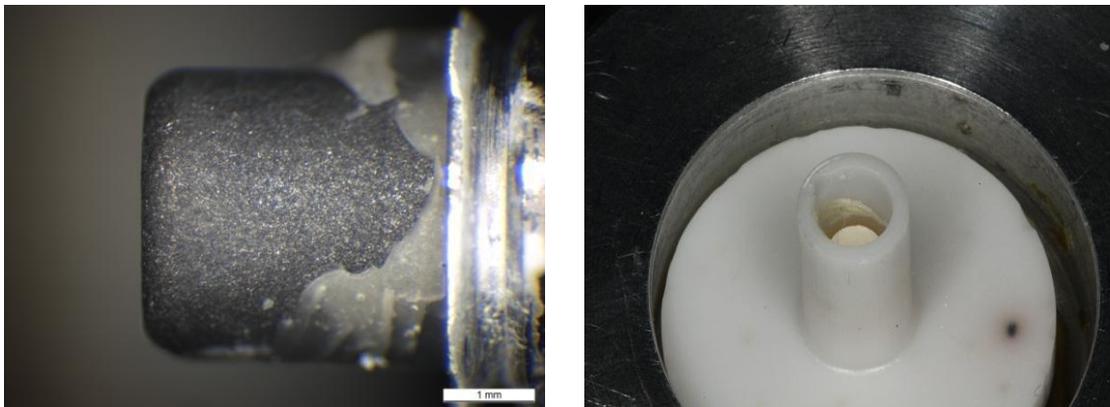


Abbildung 20: Lichtmikroskopische Darstellung der Titanbasis (links) und des Zirkoniumdioxidkappchens (rechts), Gruppe E

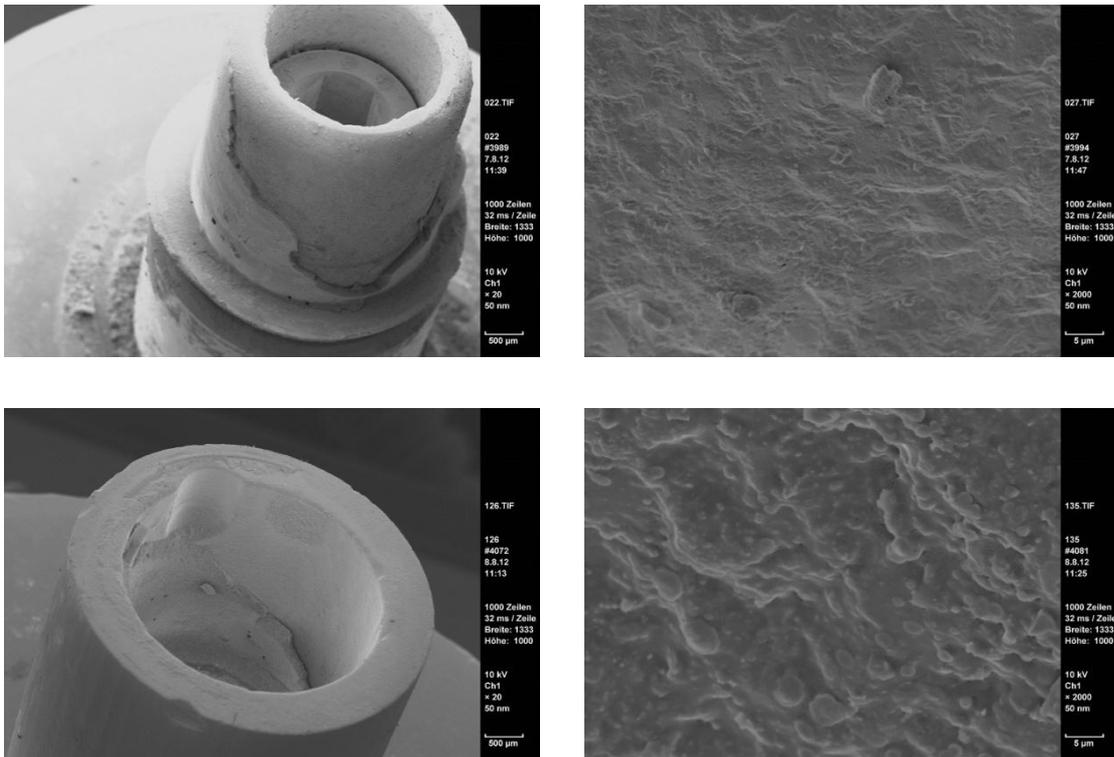


Abbildung 21: Rasterelektronenmikroskopische Darstellung, Gruppe E
oben links: Übersichtsaufnahme der Titanbasis
oben rechts: Detailansicht der Titanbasis
unten links: Übersichtsaufnahme des Zirkoniumdioxidkappchens
unten rechts: Detailansicht des Zirkoniumdioxidkappchens

Der Bruchspalt selbst wies glatte Ränder und eine homogene Struktur auf, d. h. dass es zu einem vollständigen Materialabriss gekommen war, der sich teilweise auf der Titanbasis und teilweise auf dem Zirkoniumdioxidaufbauten ereignet hatte (Abbildung 22).

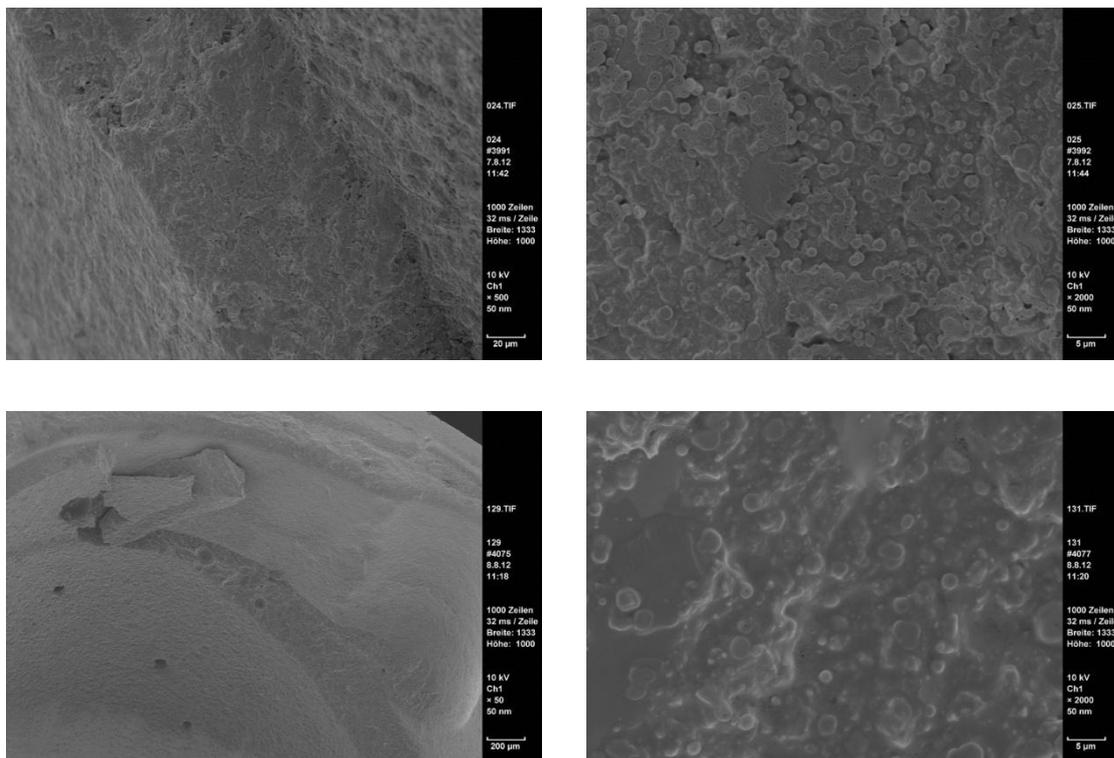


Abbildung 22: Rasterelektronenmikroskopische Darstellung, Gruppe E
oben links: Aufsicht auf den Bruchspalt des Befestigungskomposits an der Titanbasis
oben rechts: Detailansicht des Bruchspalts an der Titanbasis
unten links: Aufsicht auf den Bruchspalt des Befestigungskomposits am Zirkoniumdioxidkappchen
unten rechts: Detailansicht des Bruchspalts am Zirkoniumdioxidkappchen

4.4.6 Gruppe F

In Gruppe F (Titanbasen: Al_2O_3 + Alloy-Primer; Zirkoniumdioxidaufbau: Al_2O_3 + Clearfil; RelyX Unicem) zeigte sich eine adhäsive Fraktur zwischen Befestigungskomposit und Zirkoniumdioxidaufbau (Abbildung 23, Abbildung 24) bei 7 von 10 Proben. Licht- und rasterelektronenmikroskopisch war die Oberfläche der Titanbasis mit Befestigungskomposit bedeckt, während die Oberfläche des Aufbaus glatt und frei von Auflagerungen war.

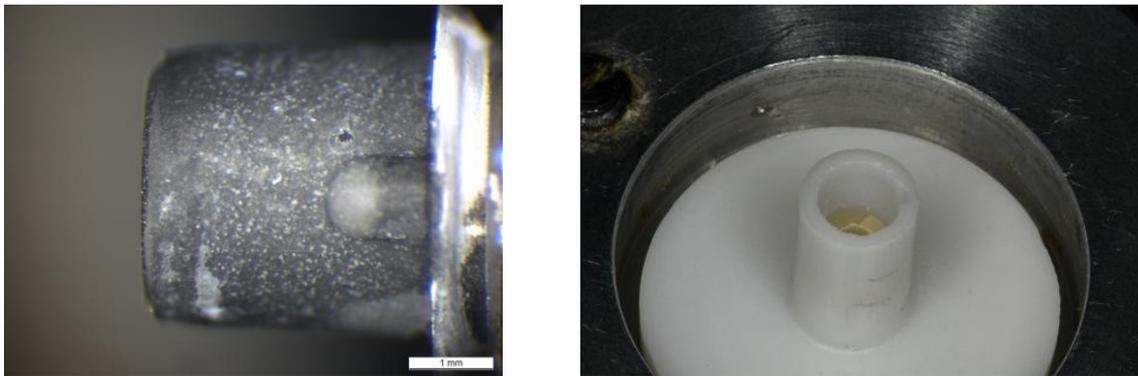


Abbildung 23: Lichtmikroskopische Darstellung der Titanbasis (links) und des Zirkoniumdioxidkappchens (rechts), Gruppe F

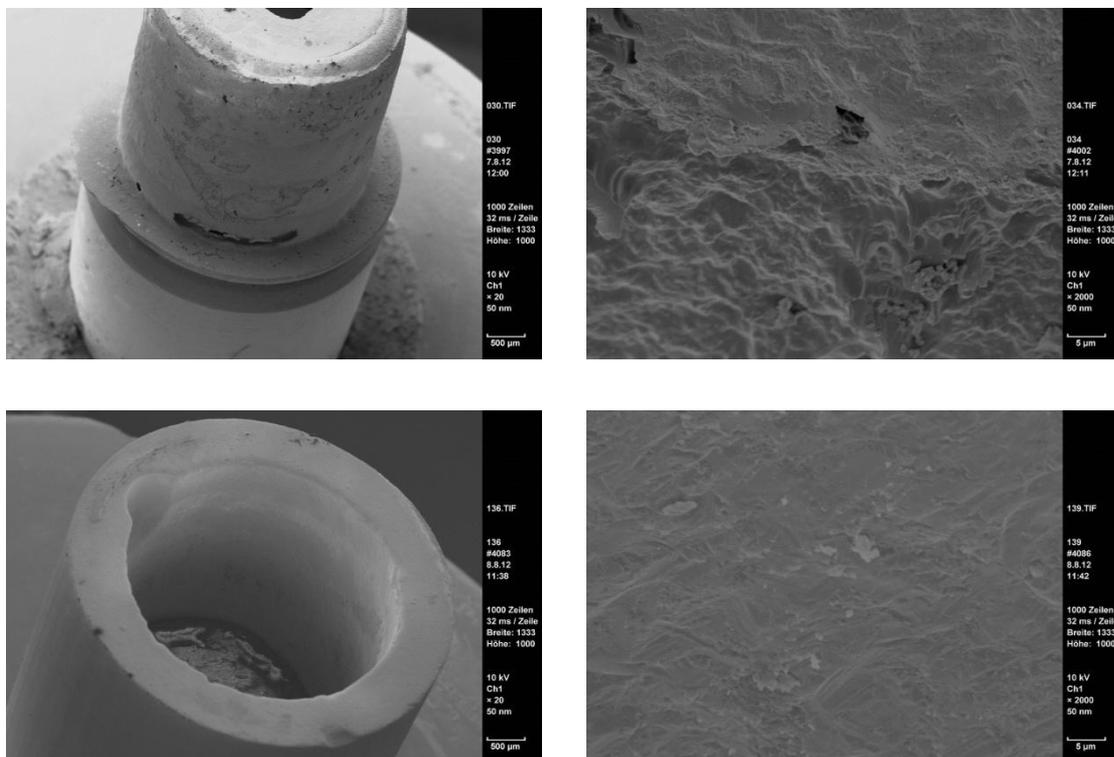


Abbildung 24: Rasterelektronenmikroskopische Darstellung, Gruppe F
oben links: Übersichtsaufnahme der Titanbasis
oben rechts: Detailansicht der Titanbasis
unten links: Übersichtsaufnahme des Zirkoniumdioxidkappchens
unten rechts: Detailansicht des Zirkoniumdioxidkappchens

4.4.7 Gruppe G

Sowohl licht- als auch rasterelektronenmikroskopisch entsprach das Frakturmuster bei der Hälfte der Proben in Gruppe G (beide Oberflächen: Al_2O_3 + Alloy Primer; Panavia F 2.0) einem adhäsiven Bruch mit anhaftendem Befestigungskomposit auf der Titanbasis. Bei der anderen Hälfte der Proben war ein gemischter adhäsiver Frakturverlauf erkennbar (Abbildung 25).

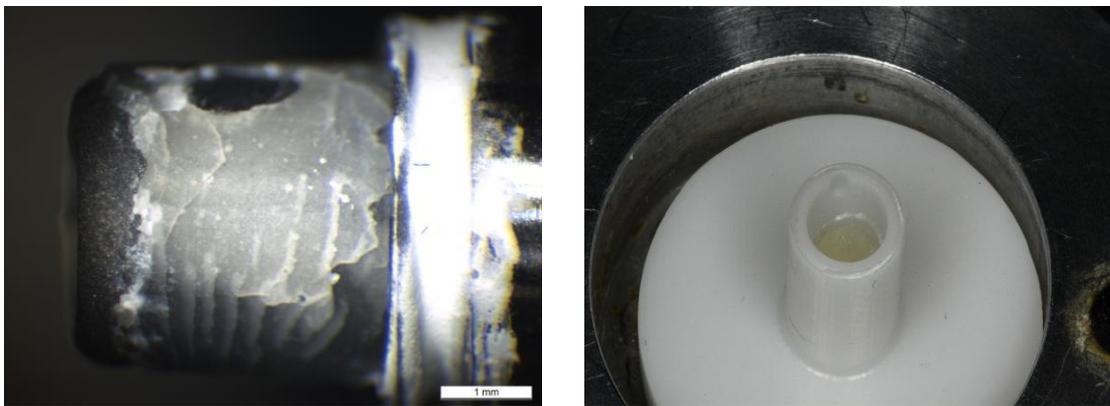


Abbildung 25 : Lichtmikroskopische Darstellung der Titanbasis (links) und des Zirkoniumdioxidkappchens (rechts), Gruppe G

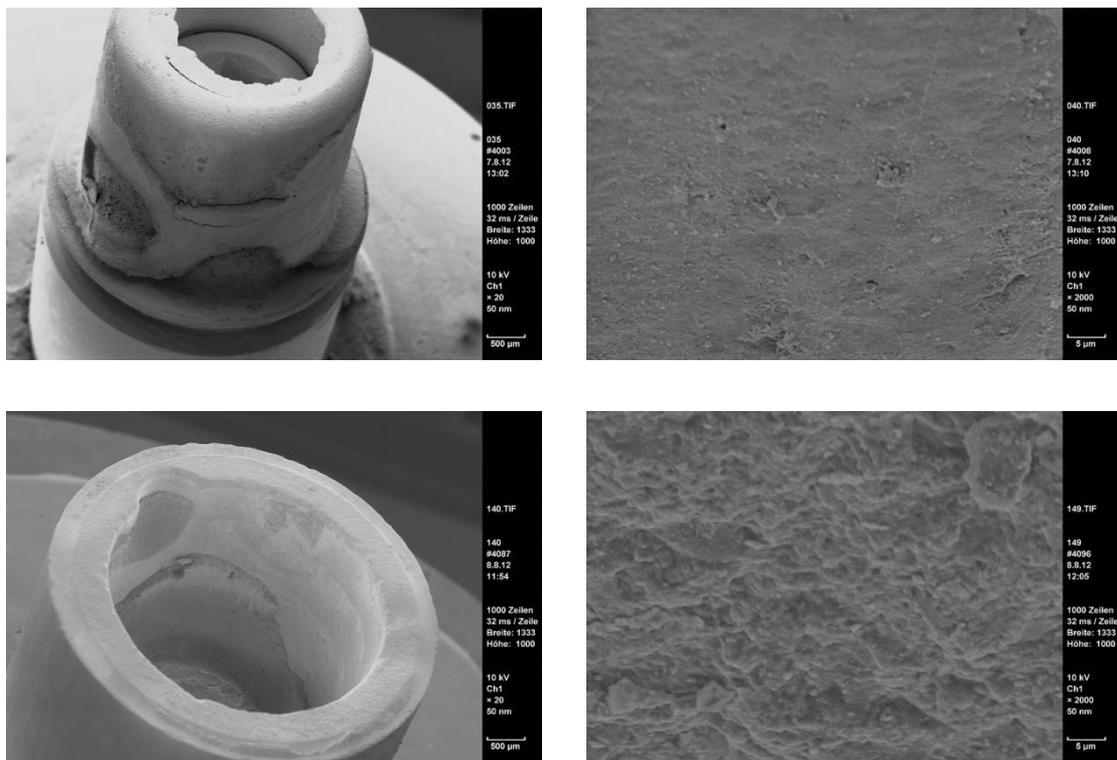


Abbildung 26: Rasterelektronenmikroskopische Darstellung, Gruppe G
oben links: Übersichtsaufnahme der Titanbasis
oben rechts: Detailansicht der Titanbasis
unten links: Übersichtsaufnahme des Zirkoniumdioxidkappchens
unten rechts: Detailansicht des Zirkoniumdioxidkappchens

4.4.8 Gruppe H

Auf den folgenden Abbildungen (Abbildung 27, Abbildung 28) sind beispielhaft die licht- und rasterelektronenmikroskopischen Aufnahme von Gruppe H (beide Oberflächen: Al_2O_3 + Alloy Primer; RelyX Unicem) dargestellt. Hier blieb die Kompositschicht bei neun von zehn Proben vollständig auf der Titanbasis haften.

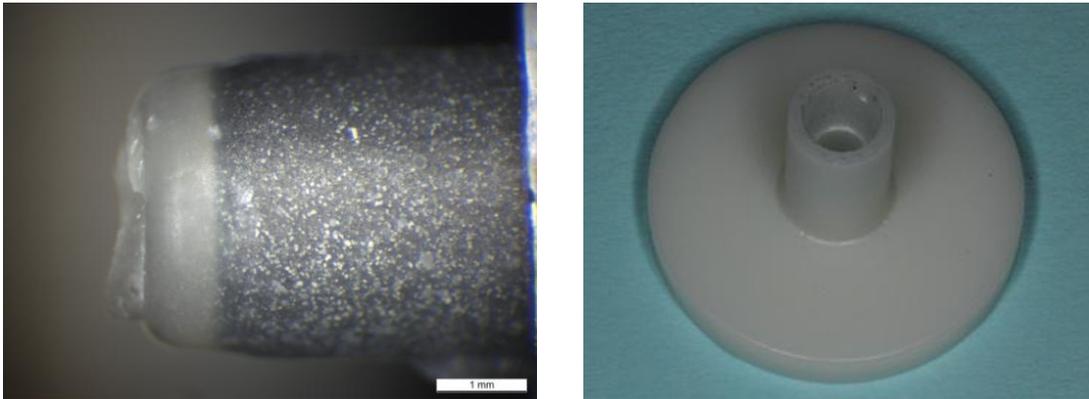


Abbildung 27: Lichtmikroskopische Darstellung der Titanbasis (links) und des Zirkoniumdioxidkappchens (rechts), Gruppe H

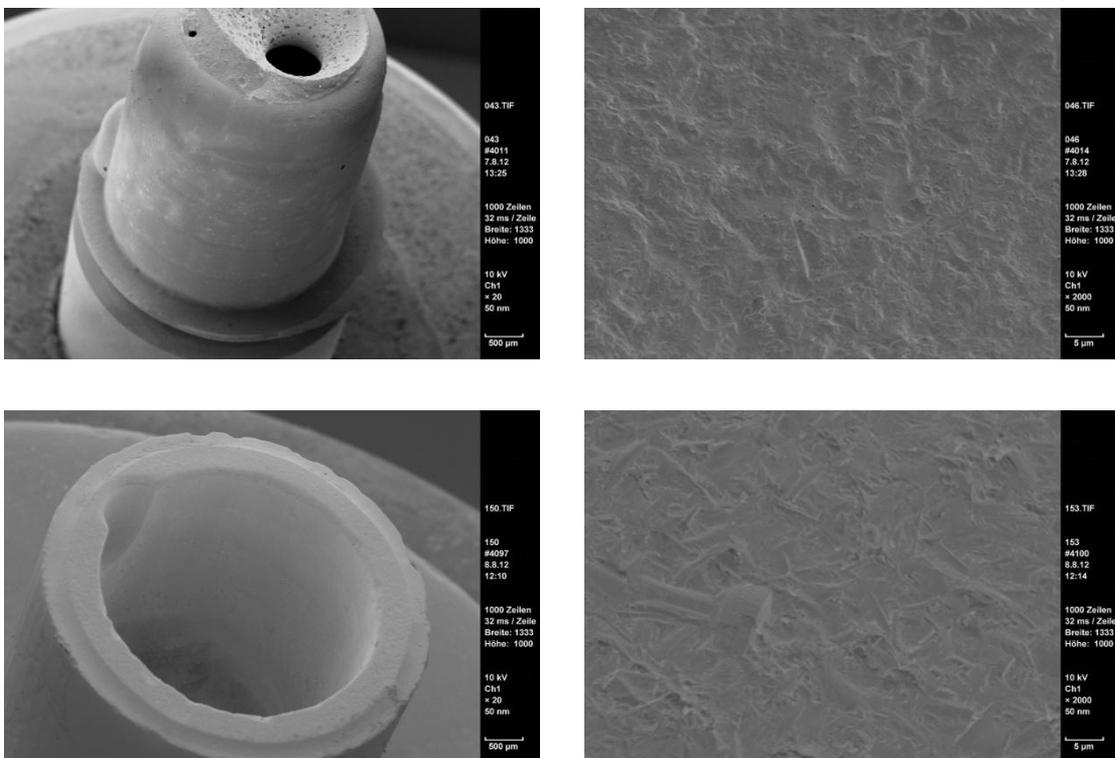


Abbildung 28: Rasterelektronenmikroskopische Darstellung, Gruppe H
 oben links: Übersichtsaufnahme der Titanbasis
 oben rechts: Detailansicht der Titanbasis
 unten links: Übersichtsaufnahme des Zirkoniumdioxidkappchens
 unten rechts: Detailansicht des Zirkoniumdioxidkappchens

4.4.9 Gruppe I

In Gruppe I (beide Oberflächen: Al_2O_3 + Clearfil; Panavia F 2.0) ergab sich im Abzugsversuch ein gemischt adhäsives Muster bei der Hälfte der Proben. Wie lichtmikroskopisch sichtbar, haftete das Befestigungskomposit zu drei Vierteln an der Titanbasis und zu einem Viertel am Zirkoniumdioxid (Abbildung 29). Rasterelektronenmikroskopisch stellten sich die Kompositreste auf der Zirkoniumdioxidoberfläche als zerklüftetes unregelmäßiges Relief dar (Abbildung 30).

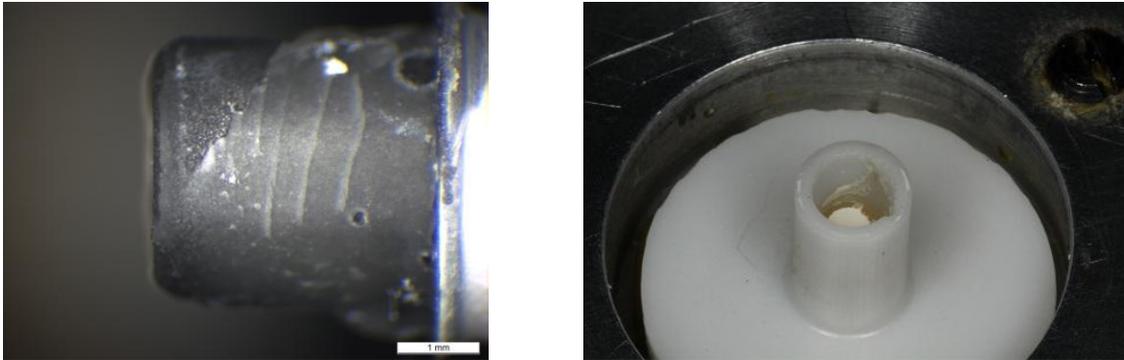


Abbildung 29: Lichtmikroskopische Darstellung der Titanbasis (links) und des Zirkoniumdioxidkappchens (rechts), Gruppe I

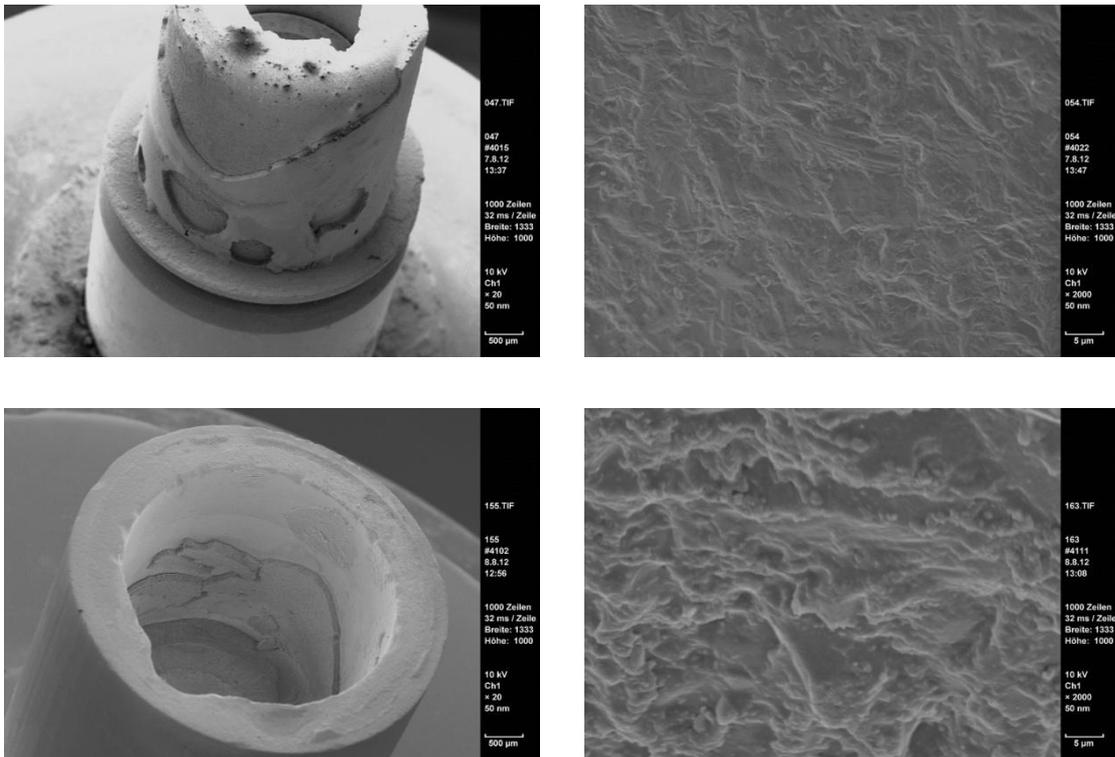


Abbildung 30: Rasterelektronenmikroskopische Darstellung, Gruppe I
 oben links: Übersichtsaufnahme der Titanbasis
 oben rechts: Detailansicht der Titanbasis
 unten links: Übersichtsaufnahme des Zirkoniumdioxidkappchens
 unten rechts: Detailansicht des Zirkoniumdioxidkappchens

4.4.10 Gruppe J

In Gruppe J (beide Oberflächen: Al_2O_3 + Clearfil; RelyX Unicem) war bei acht von zehn Proben ein adhäsives Frakturmuster zu erkennen, bei dem die Kompositschicht im Abzugsversuch vollständig auf der Titanbasis haften geblieben war (Abbildung 31, Abbildung 32).

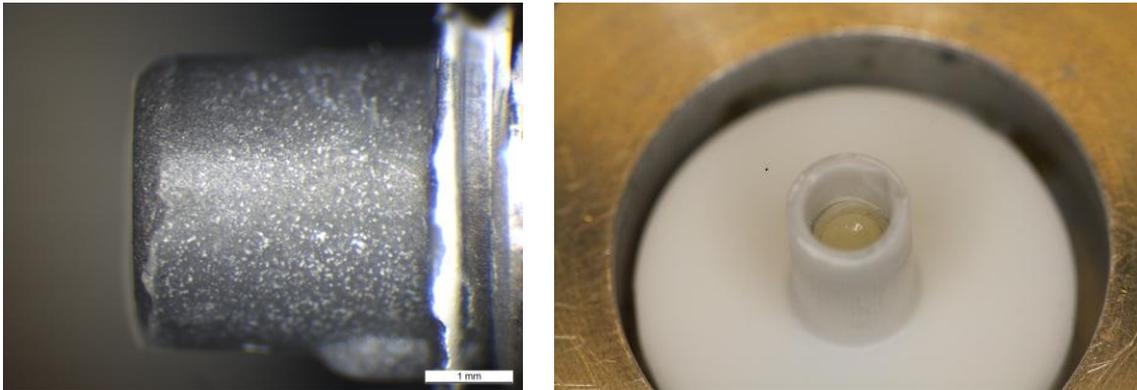


Abbildung 31: Lichtmikroskopische Darstellung der Titanbasis (links) und des Zirkoniumdioxidkappchens (rechts), Gruppe J

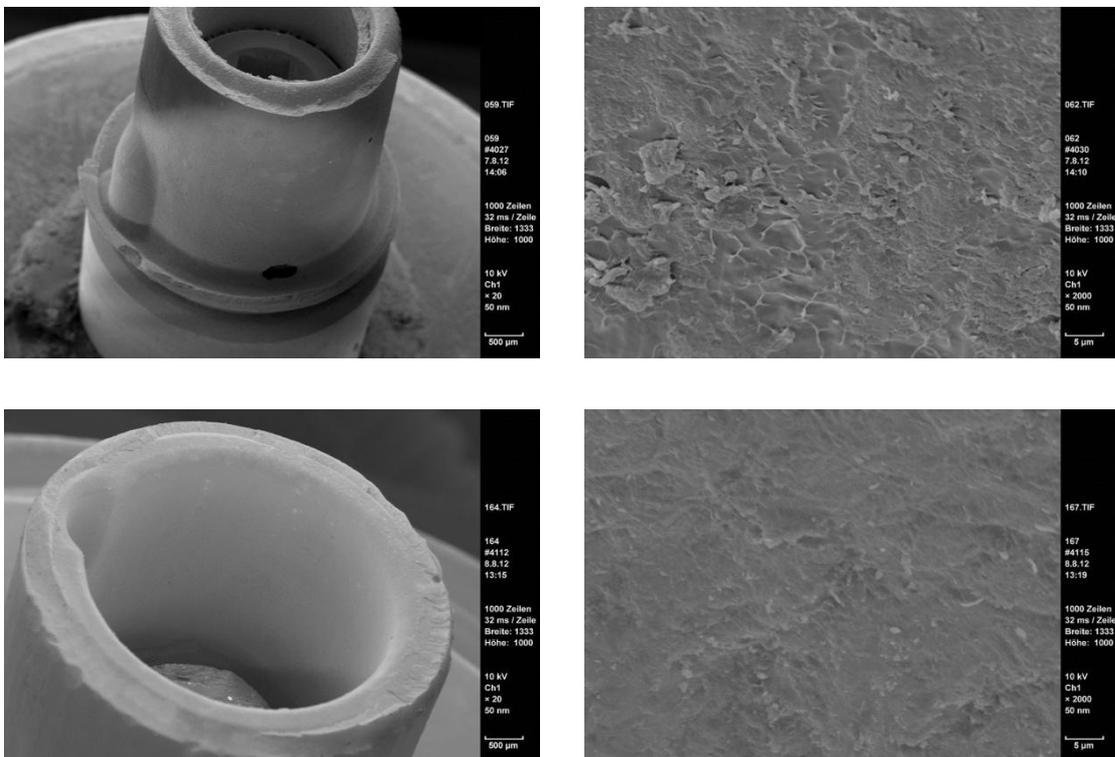


Abbildung 32: Rasterelektronenmikroskopische Darstellung, Gruppe J
 oben links: Übersichtsaufnahme der Titanbasis
 oben rechts: Detailansicht der Titanbasis
 unten links: Übersichtsaufnahme des Zirkoniumdioxidkappchens
 unten rechts: Detailansicht des Zirkoniumdioxidkappchens

4.4.11 Gruppe K

Im Gegensatz zu allen vorherigen Versuchsgruppen kam in Gruppe K (Rocatec; Panavia F 2.0) statt einer konventionellen Korundstrahlung + Haftvermittler eine Oberflächenkonditionierung mit Rocatec zum Einsatz. Auch bei Verwendung dieses Systems entstanden mehrheitlich adhäsive Frakturen zwischen Befestigungskomposit und Zirkoniumdioxidaufbauten (Abbildung 33, Abbildung 34): Licht- und rasterelektronenmikroskopisch war bei 7 von 10 Proben die Oberfläche der Titanbasis mit Befestigungskomposit bedeckt, während die Oberfläche des Aufbaus glatt und frei von Auflagerungen war.

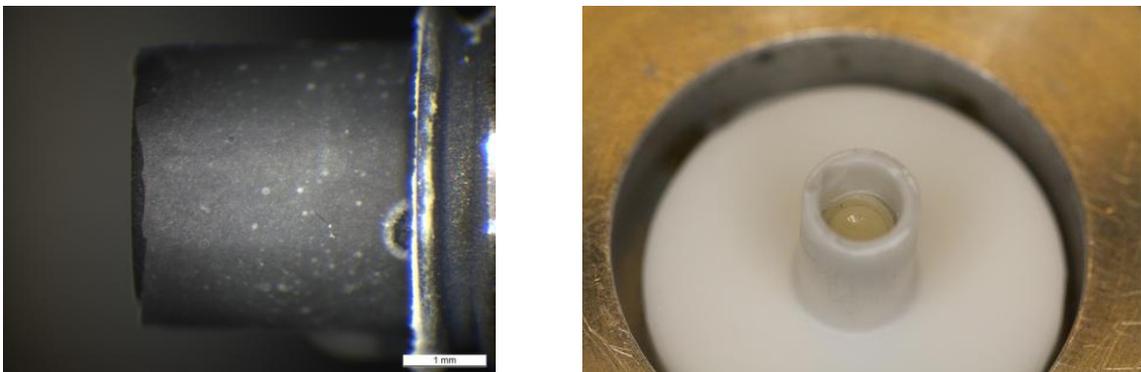


Abbildung 33: Lichtmikroskopische Darstellung der Titanbasis (links) und des Zirkoniumdioxidkappchens (rechts), Gruppe K

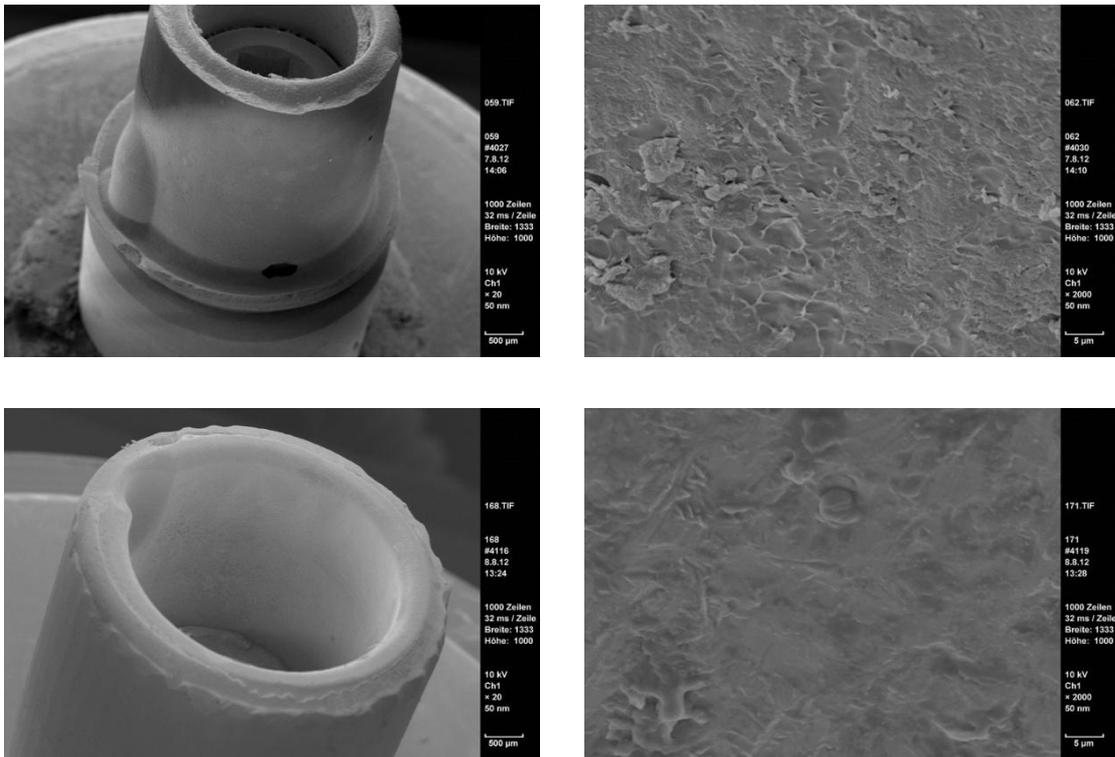


Abbildung 34: Rasterelektronenmikroskopische Darstellung, Gruppe K
oben links: Übersichtsaufnahme der Titanbasis
oben rechts: Detailansicht der Titanbasis
unten links: Übersichtsaufnahme des Zirkoniumdioxidkappchens
unten rechts: Detailansicht des Zirkoniumdioxidkappchens

4.4.12 Gruppe L

Für die Proben der Gruppe L (Rocatec; RelyX Unicem) war ebenfalls ein adhäsives Frakturmuster typisch. In dieser Gruppe wiesen alle Proben lediglich auf der Titanbasis Kompositreste auf, während die Zirkoniumdioxidoberflächen glatt und frei von Befestigungskomposit waren (Abbildung 35, Abbildung 36).

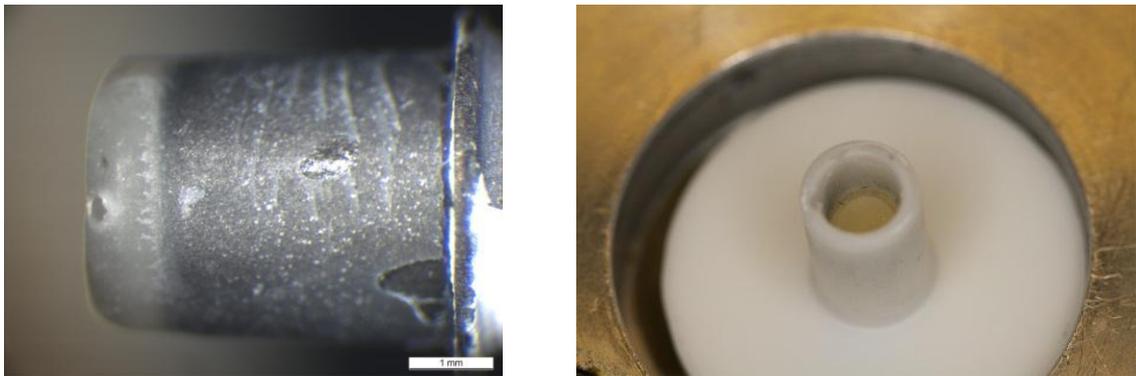


Abbildung 35: Lichtmikroskopische Darstellung der Titanbasis (links) und des Zirkoniumdioxidkappchens (rechts), Gruppe L

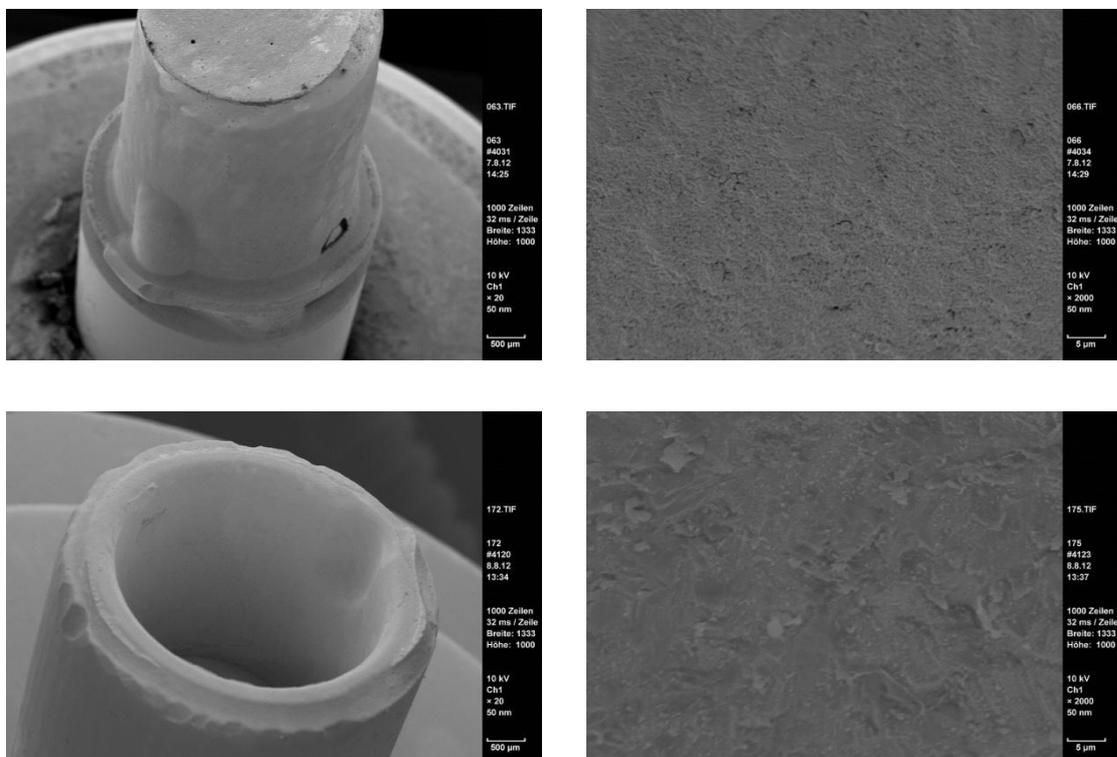


Abbildung 36: Rasterelektronenmikroskopische Darstellung, Gruppe L
 oben links: Übersichtsaufnahme der Titanbasis
 oben rechts: Detailansicht der Titanbasis
 unten links: Übersichtsaufnahme des Zirkoniumdioxidkappchens
 unten rechts: Detailansicht des Zirkoniumdioxidkappchens

5 Diskussion

5.1 Diskussion der Methodik

In der vorliegenden In-vitro-Untersuchung wurden die zu testenden zweiteiligen Abutments einem Abzugsversuch zur Prüfung der Verbundfestigkeit zwischen der Titanbasis und einem Zirkoniumdioxidkappchen als Sekundärteil unterzogen. Zugfestigkeitsversuche mit Hilfe von Universalprüfsystemen dienen als Grundversuch für die statische Festigkeitsprüfung [42]. Sie stellen auch ein sensibles Verfahren zur Überprüfung adhäsiver Eigenschaften eines Klebeverbundsystems dar [23, 44, 45, 53, 92]. Hierbei wird an Stelle der statischen Bruchfestigkeitsprüfung, bei der die Höhe der Kraftereinleitung unverändert bleibt, eine dynamische Festigkeitsprüfung angewendet, d. h. die eingeleitete Kraft wird so lange kontinuierlich gesteigert, bis es zum Bruch des Prüfkörpers kommt [48]. Die Kraft, die erforderlich ist, um die Probe von ihrem Untergrund zu trennen, entspricht der Verbundfestigkeit.

Mit Hilfe solcher Abzugsversuche wurden zahlreiche Studien durchgeführt, um die Verbundfestigkeit zwischen Implantat, Abutment und zementierten Suprakonstruktionen zu prüfen. Beispielsweise wurde die Abzugsfestigkeit von Goldkronen [13, 21, 69, 74] oder Zirkoniumdioxidkronen [28, 50, 83, 119, 124] auf Titanimplantaten untersucht, die auf unterschiedliche Weise befestigt worden waren. Leider differieren diese und andere, an dieser Stelle nicht zitierte Studien, deutlich hinsichtlich zahlreicher Faktoren, die die Verbundfestigkeit beeinflussen können, so dass die Vergleichbarkeit sehr erschwert ist. Die Unterschiede zwischen den Studien betreffen u. a. die Größe und Geometrie des Implantats und des Implantatlagers, den zu ersetzenden Zahntyp sowie Aufbau und Art der verwendeten Implantate, Abutments und Suprakonstruktionen einschließlich der Oberflächenbehandlung der beteiligten Komponenten und der Befestigungsmaterialien und –methoden. Darüber hinaus unterscheiden sich die Studien hinsichtlich ihrer Methodik: Hier ist die

Simulation des Mundhöhlenmilieus oder von Alterungsprozessen ebenso zu berücksichtigen wie die eigentliche Durchführung der Abzugsversuche [6, 13, 33, 36, 67, 81, 141]. Diese – keineswegs vollständigen – Aufzählungen verdeutlichen die Problematik beim Vergleich eigener Ergebnisse mit publizierten Studienergebnissen. Die Vielfalt der Faktoren und ihrer Kombinationsmöglichkeiten mögen den Grund dafür darstellen, dass u. a. zur Frage, welche axialen Abzugskräfte der Verbund mindestens tolerieren muss beziehungsweise welchen Kräften er maximal standhalten kann, bis heute keine verbindlichen Grenzwerte existieren.

Aussagekräftige Studienergebnisse sind daher besonders innerhalb von Einzelstudien möglich, die mehrere Parameter unter gleichartigen standardisierten Bedingungen prüfen. In der vorliegenden Untersuchung wurden zwei Oberflächenkonditionierungen, drei Haftvermittler und zwei Befestigungskomposite eingesetzt, d.h. dass 12 Versuchsreihen durchzuführen waren. Aus Gründen der Praktikabilität und Wirtschaftlichkeit konnten nicht mehr als 10 Prüfobjekte pro Versuchsreihe (d.h. insgesamt 120) getestet werden. Eine solche Fallzahl ist in werkstoffkundlichen zahnmedizinischen Arbeiten die Regel [63], wobei die Spannweite üblicherweise im Bereich von 6-25 liegt [21, 41, 81, 97, 141].

Bei der Durchführung der hier dargestellten Versuche wurde großer Wert auf eine Reproduzierbarkeit der Ergebnisse gelegt und eine DIN-geprüfte Universaltestmaschine eingesetzt, um die Zugversuche unter reproduzierbaren Bedingungen durchführen zu können. Die Standardisierung der Versuchsbedingungen wurde durch eine eigens für die Fragestellung der vorliegenden Untersuchung entwickelte Abzugsvorrichtung verbessert, bei der die zentrale Lage der Prüfkörper in der Prüfmaschine über eine in die Mitte eingelassene Nut gewährleistet wurde. Außerdem sollte mit Hilfe der Fixierung durch die Nut die senkrechte Positionierung erleichtert werden, um die axiale Krafteinleitung sicherzustellen, da eine Neigung des Prüfkörpers zu einem

veränderten Abzugsverhalten führen kann [65]. Die objektive Messung und Erfassung der Abzugskräfte wurde mithilfe der computergesteuerten Universalprüfmaschine realisiert.

Vor der Durchführung der Abzugsversuche wurden die Testabutments einem künstlichen Alterungsprozess unterzogen. Mit Hilfe einer thermischen Wechselbelastung von 10.000 Zyklen bei 5–55 °C sollten die Bedingungen in der Mundhöhle simuliert werden. Nicht nur innerhalb eines Materials können thermozyklische Belastungen zu Veränderungen führen, sondern sie können auch innerhalb eines Klebeverbundes zwischen zwei unterschiedlichen Materialien Spannungen bedingen [2, 42]. Eine Temperatur zwischen 5 °C und 55 °C wurde gewählt, weil in der Vergangenheit nachgewiesen wurde, dass zahnärztliche Restaurationen während der Nahrungsaufnahme üblicherweise diesem Temperaturbereich ausgesetzt sind [55, 96, 109]. Die Anzahl solcher Temperaturschwankungen, denen eine Restauration während ihrer Lebensdauer in der Mundhöhle ausgesetzt ist, kann nur geschätzt werden. Sie variiert bei einer Tragezeit von 10 bis 15 Jahren zwischen 5 000 und 50 000 Zyklen; für Belastungsprüfungen wird häufig – wie auch in der vorliegenden Untersuchung – eine Größenordnung von 10 000 Zyklen gewählt [49, 135].

Aus Kostengründen wurden in dieser Studie Laborimplantate statt regulärer Implantate verwendet. Dies erschien gerechtfertigt, da das Implantat selbst keinen direkten Einfluss auf die Verbundfestigkeit zwischen beiden Komponenten des zweiteiligen Abutments ausübt und weiterhin für alle Testobjekte identische Versuchsbedingungen herrschten. Um außerdem die Position des Laborimplantats im Modell reproduzieren zu können, wurde eine Einbetthilfe und eine Polyurethanmasse mit hoher Zugfestigkeit eingesetzt. Darüber hinaus wurden alle Titanabutments standardisiert mit einem Drehmoment von 25 Ncm im Laborimplantat befestigt.

Die Abzugsversuche ermöglichen quantitative Aussagen über die Verbundfestigkeit, geben jedoch keine Auskunft über die zugrundeliegenden Frakturmechanismen. Insbesondere, wenn verschiedene Oberflächenbehandlungen und Befestigungsmaterialien verwendet wurden, lässt sich mit Hilfe des Abzugsversuchs nicht klären, welche Komponenten im Einzelnen versagt haben [38]. Daher wurde in der vorliegenden Untersuchung eine licht- und rasterelektronenmikroskopische Analyse der Bruchflächen vorgenommen, um Erkenntnisse über die Art des Versagens der verwendeten Materialien zu gewinnen beziehungsweise um herauszufinden, welche Oberflächenbehandlungen und Befestigungskomposite die bestmögliche Haftfestigkeit gewährleisten können.

5.2 Diskussion der Ergebnisse

Bei aus Titan und Zirkoniumdioxid bestehenden zementierbaren zweiteiligen Abutments stellt die Verbindungsstelle zum Zirkoniumdioxid einen *locus minoris resistentiae* dar [27]. Konventionelle Befestigungstechniken können bei Zirkoniumdioxidflächen für viele Situationen keine ausreichende Verbundfestigkeit gewährleisten [18-20]. Für eine hohe Retentionsfestigkeit sowie die Prävention von Mikroleckagen und Frakturen muss die Bondingtechnik optimiert werden [131]. Beispielsweise kann Zirkoniumdioxid nicht wie andere Keramiken durch Flusssäure angeätzt werden, sondern erfordert eine mechanisch aggressivere Abrasionsmethode [89, 147]. Durch die mechanische Konditionierung mittels Korundstrahlung soll die Oberfläche gereinigt und aufgeraut werden, damit die hierdurch stattfindende Oberflächenvergrößerung die mikromechanische Haftung anderer Materialien erleichtert. Als Strahlmittel findet Aluminiumoxid (Al_2O_3) Verwendung („Korundstrahlung“). In verschiedenen Studien wurde für Zirkoniumdioxid eine Korngröße von 110 μm mit bis zu 2,5 bar verwendet [18, 20, 77]. In der eigenen

Untersuchung wurde mit dieser Korngröße nur bei 2 bar gestrahlt, um der Entstehung von Mikrorissen vorzubeugen, die die mechanischen Eigenschaften und die Haltbarkeit der Keramik negativ beeinflussen [56, 147, 149].

Die Korundstrahlung kann eine Oberflächenvergrößerung auf Zirkoniumdioxidkeramik bewirken und hat insofern eine große Bedeutung für einen langfristigen adhäsiven Klebeverbund zwischen Titan und Zirkoniumdioxidkeramik, wie sich bereits in mehreren Untersuchungen bestätigte [52, 105, 140]. In der vorliegenden Untersuchung wurden bei den Proben der Gruppen A und B nur die Titanbasen korundgestrahlt, in den Gruppen C und D dagegen sowohl die Titanbasen als auch die Zirkoniumdioxidkappchen. In beiden Gruppen ohne Korundstrahlung der Zirkoniumdioxidaufbauten war die Abzugskraft jeweils statistisch signifikant geringer als in den Gruppen mit Korundstrahlung der Zirkoniumdioxidkomponenten (Gruppe A: $222,3 \pm 67,6$ N vs. Gruppe C: $319,3 \pm 95,6$ N; $p < 0,05$; Gruppe B: $258,7 \pm 106,1$ N vs. Gruppe D: $364,9 \pm 10,9$ N; $p < 0,05$). Die Verbundfestigkeit zwischen Abutment und Befestigungskomposit war in Gruppe D (RelyX Unicem, Korundstrahlung) sogar so groß, dass es bei 6 von 10 Prüfkörpern zu gemischten adhäsiven Frakturen kam, während sich bei den restlichen 4 Prüfkörper von Gruppe D und bei allen Prüfkörpern der Gruppen A bis C ausnahmslos adhäsive Frakturen ereignet hatten. Die Ergebnisse zeigen, dass unter den hier gewählten Versuchsbedingungen durch das Korundstrahlen eine Erhöhung der Verbundfestigkeit der Zirkoniumdioxidflächen erzielt werden konnte. Diese Steigerung war bei Verwendung von RelyX Unicem ausgeprägter als bei Panavia F 2.0.

Es wurde nach beim Abstrahlen von Zirkoniumdioxidkeramik beispielsweise vor der Klebung mit Panavia F 2.0-Befestigungskomposit mit einer Korngröße von $110 \mu\text{m}$ eine größere Verbundfestigkeit erzielt als mit den Korngrößen $25 \mu\text{m}$ und $50 \mu\text{m}$ [52]. Andere Studien konnten keine signifikante Erhöhung der

Verbundfestigkeit zwischen Zirkoniumdioxid und konventionellen Befestigungskompositen durch alleiniges Korundstrahlen nachweisen [11, 18, 77]. Dies traf auch auf Studien zu, in denen gezeigt wurde, dass das alleinige Korundstrahlen sowohl nach einer kurzen Alterungsperiode [87, 90, 101] aber auch bei der Langzeitbelastung [19, 76, 77, 136, 139] keine ausreichende Konditionierung darstellt.

Bei Panavia F 2.0 (Fa. Kuraray Europe) handelt es sich nach Herstellerangaben um ein dualhärtendes Befestigungskomposit auf MDP-Basis (10-Methacryloyloxydecyl-Dihydrogenphosphat), das sowohl über ein lichtempfindliches Initiatorsystem als auch über einen anaeroben Selbsthärtungsmechanismus abbindet. Die Autoren Kern und Wegner berichteten als Erste, dass sich phosphathaltige Befestigungskomposite wie verschiedene Panavia-Modifikationen für die Langzeitbefestigung von Zirkoniumdioxid eignen. Sie wiesen mittels Mikrotensiltest nach, dass die funktionellen Phosphatestergruppen der MDP-Befestigungskomposite eine wasserresistente chemische Verbindung mit Zirkoniumdioxid eingehen [77, 136]. Ein besonderer Vorteil dieser Befestigungskomposite ist die hydrolytische Stabilität, die einer Abnahme der Bindungsfähigkeit im Laufe der Zeit entgegensteht, so dass MDP-Befestigungskomposite derzeit als beste Wahl für die adhäsive Befestigung von Zirkoniumdioxidrestaurationen gelten [18, 19, 34, 114, 139].

Bei dem Befestigungskomposit RelyX Unicem (Fa. 3M Espe) handelt es sich um einen dualhärtenden, selbstadhäsiven universalen Befestigungskomposit, der sich für die adhäsive Befestigung von indirekten Restaurationen aus Vollkeramik, Komposit oder Metall eignet. Ohne weiteres Bonding sind die selbstadhäsiven Eigenschaften für beispielsweise nicht-retentive Restaurationen allerdings nicht ausgeprägt genug, und dualhärtende Komposite mit einem geeigneten Primer sind bei Zirkoniumdioxidoberflächen

auf Grund der höheren Verbundfestigkeit den selbstadhäsiven Befestigungskompositen vorzuziehen [120].

Beispielsweise wurde die Zughaftung von Zirkoniumoxidkeramikronen untersucht, die mit Panavia F 2.0 + empfohlenem Bonding sowie dem selbstadhäsiven RelyX Unicem auf menschlichen Molaren befestigt worden waren. Nach Wasserlagerung und Thermocycling (5000 Zyklen, 5 °C - 55 °C) wurde im Abzugsversuch keine statistisch signifikante Differenz zwischen beiden Befestigungskompositen festgestellt [106]. Nach Thermocycling von 10 000 Zyklen ergab sich allerdings eine deutliche Überlegenheit von Panavia F 2.0 [90].

In der vorliegenden Untersuchung brachte die alleinige Befestigung beider Abutmentkomponenten ohne Oberflächenkonditionierung der Zirkoniumdioxidkäppchen die geringste Verbundfestigkeit, wobei sich kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen beiden untersuchten Befestigungskompositen ergab (Gruppe A Panavia F 2.0: $222,3 \pm 67,6$ N vs. Gruppe B RelyX Unicem: $258,7 \pm 106,1$ N; $p > 0,05$). Sämtliche Frakturen ereigneten sich im Abzugsversuch an der Grenzfläche zum Zirkoniumdioxid, d. h. dass die gesamte Befestigungsmasse auf dem Titanaufbau verblieb.

Es sind deutliche Steigerungen der Verbundfestigkeit durch Oberflächenkonditionierungen möglich, wie sich im Verlauf der vorliegenden Untersuchung herausstellte. Als weitere Oberflächenbehandlung wurde zur Titankonditionierung der Alloy Primer (Fa. Kuraray Europe) und zum Zirkoniumdioxidpriming der Clearfil Ceramic Primer (Fa. Kuraray Europe) angewendet. Beide Haftvermittler wurden entgegen den Herstellerempfehlungen aber auch für das jeweils andere Material eingesetzt.

Der Alloy Primer dient laut Herstellerangaben zur Konditionierung von Metall. Er enthält aktive Phosphatmonomere (MDP), die die Haftung zwischen Komposit und Nichtelegmetall oder Edelmetall erhöhen sollen. Hierbei kopolymerisieren

die reaktiven Phosphorsäuregruppen einerseits über Nichtedelmetall- und Edelmetallatome und andererseits über Doppelbindungen Kunststoffmonomere. In Langzeitstudien wurde allerdings nicht nur eine gute Haftfähigkeit auf Titan [105], sondern auch auf Zirkoniumdioxidkeramik [19, 77] nachgewiesen. Hier soll die Phosphorsäure über Hydroxylierungen eine Silan-ähnliche Adhäsion bewirken [131].

In der vorliegenden Untersuchung wurde der Alloy Primer bestimmungsgemäß an den Titanbasen der Gruppen E, F, G und H verwendet und bei den Gruppen G und H zusätzlich auch bei den Zirkoniumdioxidkappchen. Es zeigte sich, dass die zusätzliche Anwendung des Alloy Primers auf Zirkoniumdioxid die Verbundfestigkeit deutlich erhöhte (Gruppe G: $532,4 \pm 209,3$ N vs. Gruppe E: $499,0 \pm 129,5$ N; $p > 0,05$; Gruppe H: $543,7 \pm 208,4$ N vs. Gruppe F: $360,3 \pm 124,0$ N; $p < 0,05$). Der Unterschied zwischen den Gruppen H und F, in denen RelyX Unicem als Befestigungskomposit verwendet wurde, war statistisch signifikant. In diesen beiden Gruppen waren die Frakturen beim Abzugsversuch auch mehrheitlich adhäsive Frakturen auf dem Zirkoniumdioxidbereich (Gruppe H: 9 von 10, Gruppe F: 7 von 10 Frakturen), während bei den mit Panavia F 2.0 geklebten Proben der Gruppen G und E die Frakturen zu gleichen Teilen nur die Zirkoniumdioxidkappchen oder in Form der gemischten adhäsiven Fraktur Zirkoniumdioxidkappchen und Titanbasen betrafen.

Der Clearfil Ceramic Primer (Fa. Kuraray Europe) ist laut Herstellerprofil ein Universalhaftvermittler, der sich sowohl zur Konditionierung von Silikatkeramik als auch von Oxidkeramik eignen soll. Auch dieser Primer enthält MDP und haftet dadurch auch an Metall oder Metalloxidkeramik. Durch den Silan- Haftvermittler γ -MPS soll ebenso eine starke Haftung an Silikatkeramik gewährleistet sein.

Der Clearfil Ceramic Primer wurde in der vorliegenden Arbeit auf den Zirkoniumdioxidkappchen der Gruppen E, F, I und J eingesetzt und zusätzlich auf den Titanbasen der Gruppen I und J. Hier zeigte sich bei den mit RelyX Unicem befestigten Proben ein statistisch signifikanter Unterschied: Wurden beide Abutmentkomponenten mit Clearfil Ceramic Primer behandelt, erhöhte sich die Verbundfestigkeit von $360,3 \pm 120$ N (Gruppe F) auf $555,8 \pm 144,4$ N (Gruppe J; $p > 0,05$). In beiden Gruppen hafteten die Kompositreste größtenteils am Zirkoniumdioxidkappchen (Gruppe J: 8 von 10; Gruppe F: 7 von 10). Bei den mit Panavia F 2.0 befestigten Proben war nur eine nicht signifikante Erhöhung der Verbundfestigkeit bei zusätzlicher Konditionierung der Titanbasen mit Clearfil Ceramic Primer zu verzeichnen (Gruppe E: $499,0 \pm 129,5$ N vs. Gruppe I: $598,6 \pm 173,7$ N; $p > 0,05$). Das Frakturmuster bestand in beiden Gruppen gleichermaßen aus an den Zirkoniumdioxidkappchen haftenden Kompositresten und gemischt-adhäsiven Frakturen.

Dias de Souza et al. (2011) untersuchten den Einfluss eines Bondings mit Metallprimern auf Zirkoniumdioxidscheiben, auf die sie Panavia F 2.0 oder RelyX Unicem aufbrachten. Sie fanden statistisch signifikante Zusammenhänge zwischen Primer und Befestigungssystem ($p = 0,016$) einerseits und Befestigungskomposit und Lagerungszeit ($p = 0,004$) andererseits: Die Verwendung von Alloy Primer verbesserte die Verbundfestigkeit von RelyX Unicem signifikant ($p < 0,001$), blieb dagegen ohne Einfluss auf Panavia F 2.0. Nach 48 Stunden wies Panavia F 2.0 zwar eine höhere Verbundfestigkeit auf als RelyX Unicem, aber nach 150tägiger Lagerung unterschied sich die Verbundfestigkeit beider Befestigungskomposite nicht mehr. Bei der Kombination Alloy Primer/RelyX Unicem wiesen nach 48 Stunden nur 8 % der Proben im Mikrotensilttest eine Fraktur zwischen Befestigungskomposit und Keramik auf, während die übrigen Proben zwischen Befestigungskomposit und Unterlage (in diesem Fall ein Kompositträger) brachen oder eine gemischte

Fraktur aufwiesen. Nach dem Alterungsprozess herrschten in allen Versuchsgruppen Zement-Keramik-Frakturen vor [40].

Andere Untersucher beobachteten, dass sich die Haftung von RelyX Unicem an korundgestrahltem Zirkoniumdioxid durch MDP-haltige Primer erhöhen lässt. Die Verbundfestigkeit blieb auch erhalten, wenn der Strahldruck erniedrigt wurde [76, 140]. Dies werteten die Autoren als Zeichen dafür, dass unter den jeweils gewählten Versuchsbedingungen eine sehr gut geeignete Oberflächenkonditionierung vorlag.

Diese und die eigenen Ergebnisse zeigen, dass Alloy Primer die Verbundfestigkeit zwischen RelyX Unicem und Zirkoniumdioxid deutlich erhöht. Hierfür sind vermutlich die in dem Alloy Primer enthaltenen MDP verantwortlich, die als Bindungspartner dienen und auf diese Weise die Haftung zwischen Befestigungskomposit und Zirkoniumdioxid erhöhen [40, 104, 143]. Auf diesem Mechanismus beruht auch die gute Verbundfestigkeit des Panavia F 2.0, in dem MDP bereits enthalten sind [52].

Außer der Anwendung der Korundstrahlung und Haftvermittlern kann eine Oberflächenbehandlung von Zirkoniumdioxid oder Titan mit einem tribochemischen Verfahren erfolgen, um die Verbundfestigkeit zu steigern. Bei dem Rocatec-Verbundsystem handelt es sich um ein tribochemisches Verfahren, mit dessen Hilfe Zirkoniumdioxid, aber auch andere Metall-, Kunststoff- oder Keramikoberflächen konditioniert werden können. Im ersten Schritt wird die zu beschichtende Oberfläche durch Bestrahlen mit 110 µm Aluminiumoxid-Strahlsand gereinigt und erhält ein einheitliches Rautiefemuster. Nun erfolgt die tribochemische Beschichtung der vorgestrahlten Oberfläche mit einem kieselsäuremodifizierten Korund und schließlich eine Silanisierung [1]. Rocatec ermöglicht die chemische Bindung an Oxidkeramiken [19] und kann die Verbundfestigkeit deutlich steigern [35]. Dieses Verfahren gilt als Alternative zu einer Silanisierung, die u.a. dazu verwendet wird, um bei Restaurationen die

adhäsive Bindung von Silikatkeramiken an Befestigungskomposite zu erhöhen. Die traditionelle Silanisierung erleichtert durch Oberflächenbenetzung die mikromechanische Retention des niedrig viskösen Befestigungskomposites [93, 143], ist jedoch für Zirkoniumdioxid nicht geeignet, da dieses eine nicht polarisierende Oberfläche besitzt und nicht leicht hydrolisiert werden kann. Daher wurde die tribochemische Silikatummantelung in Form des CoJet- oder Rocatec-Systems entwickelt, bei dem über eine silikatische Adhäsivschicht sowohl eine Mikroretention erzielt als auch die nachfolgende Silanisierung ermöglicht wird [62, 111].

Beim Vergleich zwischen mit Rocatec und mit Haftvermittlern behandelten Proben bestanden in Abhängigkeit vom verwendeten Befestigungskomposit deutliche Unterschiede. Bei den mit Panavia F 2.0 behandelten Proben war die Konditionierung mit dem Rocatec-System (Gruppe K: $431,3 \pm 244,3$ N) den Haftvermittlern unterlegen (Gruppe I: Clearfil $598,6 \pm 173,7$ N; Gruppe G: Alloy-Primer $532,4 \pm 209,3$ N; Gruppe E: Alloy-Primer + Clearfil $499,0 \pm 129,5$ N). Dagegen ergaben sich bei Verwendung von RelyX Unicem keine relevanten Unterschiede zwischen Rocatec (Gruppe L: $539,8 \pm 208,4$), Clearfil (Gruppe J: $555,8 \pm 144,4$ N) und Alloy-Primer (Gruppe H: $543,7 \pm 208,4$ N). Wurden dagegen die Haftvermittler entsprechend den Herstellerempfehlungen verwendet, d.h. Alloy-Primer für die Titanbasen und Clearfil für die Zirkoniumdioxidkappchen (Gruppe F) fiel die mittlere Verbundfestigkeit mit $360,3 \pm 124,0$ N deutlich geringer aus.

Wie in der eigenen Untersuchung wurde auch in weiteren Studien keine Steigerung der Haftfestigkeit von RelyX Unicem durch die zusätzliche Vorbehandlung erzielt [101, 126]. Dagegen konnte bei Panavia F 2.0 ebenso wie in anderen Studien keine Steigerung der Verbundfestigkeit durch Rocatec erreicht werden [18, 101], die andere Autoren jedoch bestätigen konnten [11, 43].

Für einen direkten Vergleich der Verbundfestigkeit beider eingesetzter Befestigungskomposite können in der vorliegenden Untersuchung die Ergebnisse der Gruppen A vs. B, C vs. D, E vs. F, G vs. H, I vs. J und K vs. L gepaart werden, deren Proben jeweils bis auf das Befestigungskomposit gleich behandelt wurden. Zwischen den genannten Paarungen ergaben sich keine signifikanten Unterschiede, d. h. dass beide Befestigungskomposite hinsichtlich der Verbundfestigkeit beim Befestigungskompositieren zweiteiliger Abutments aus Zirkoniumdioxidaufbauten auf Titanbasen als gleichwertig zu bezeichnen sind. Eine Ausnahme stellten die Gruppen E und F dar, in denen beide Abutmentkomponenten korundgestrahlt und anschließend bestimmungsgemäß die Titanbasen mit Alloy Primer und die Zirkoniumdioxidkappchen mit Clearfil Ceramic Primer konditioniert wurden: Nach Befestigung mit Panavia F 2.0 betrug die Abzugskraft $499,0 \pm 129,5$ N gegenüber $360,3 \pm 124,0$ N bei den mit RelyX Unicem befestigten Proben ($p < 0,05$). Die rasterelektronenmikroskopisch analysierten Frakturmuster fielen bei den beiden Befestigungskompositen nicht deutlich unterschiedlich aus.

Die größte Verbundfestigkeit wurde unter Verwendung von Panavia F 2.0 mit einer aufzuwendenden Abzugskraft von $598,6 \pm 173,0$ N erzielt, wenn beide Abutmentkomponenten korundgestrahlt und mit Clearfil Ceramic Primer konditioniert wurden. Unter Verwendung von RelyX Unicem war die maximale mittlere Verbundfestigkeit mit $555,58 \pm 144,4$ N nicht signifikant unterschiedlich von diesem Maximalwert, und sie wurde ebenfalls mit Korundstrahlung und Clearfil Ceramic Primer-Konditionierung von Titanbasen und Zirkoniumdioxidkappchen erzielt. Die Varianzanalyse zeigte, dass die Verbundfestigkeit nicht statistisch signifikant durch das Befestigungsmaterial selbst ($p > 0,05$), wohl aber durch die Oberflächenbehandlung beeinflusst wurde ($p < 0,001$).

Nur wenige Autoren haben bisher mit der vorliegenden Arbeit vergleichbare Untersuchungen zu zweiteiligen Abutments veröffentlicht. Jedoch wurde

kürzlich eine In-vitro-Studie publiziert, bei denen die Verbundfestigkeit CAD/CAM-gefertigter Zirkoniumdioxidabutments auf Titanbasen nach Korundstrahlung (50 μm , Al_2O_3 , 2,0 bar), Befestigung mit drei verschiedenen Befestigungskompositen und artefizieller Alterung durch Wasserlagerung (60 Tage bei 37°C) und Thermocycling (15 000 Zyklen, 5-55°C) untersucht wurde [50]. Die Autoren konnten keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen den Befestigungskompositen Multilink Implant (Fa. Ivoclar Vivadent), Panavia 21 (Fa. Kuraray Europe) und Smart-Cem2 (Fa. Dentsply DeTrey) feststellen. Sie zogen den Schluss, dass es unter der Voraussetzung einer stattgefundenen Korundstrahlung unabhängig von der Wahl MDP-haltiger Befestigungskomposite möglich ist, eine stabile Verbindung zwischen Zirkoniumdioxidaufbau und Titanbasis zu schaffen. Die in der Untersuchung von Gehrke et al. (2013) erhobenen Werte für die durchschnittliche Abzugskraft weichen deutlich von den in der vorliegenden Untersuchung gefundenen Werte ab. Gehrke et al. ermittelten eine mittlere Abzugskraft von $878,1 \pm 208,3$ N für Multilink Implant, $924,9 \pm 363,3$ N für Panavia 21 und $650,8 \pm 174,9$ N für SmartCem2, während in unserer Untersuchung die höchste mittlere Abzugskraft $598,6 \pm 173,7$ N (Gruppe I) betrug. Eine Erklärung hierfür könnte eine unterschiedliche Prüfkörper-geometrie in beiden Studien sein. Die Autoren selbst schlossen als Erklärung für die teilweise hohe Variationsbreite ihrer Werte minimale nicht bemerkte Unterschiede im Versuchsablauf nicht aus, die beispielsweise auf einer nicht normierten Handhabung bei der Vorbereitung und Anwendung der Befestigungskomposite beruhen.

Bis heute ist die Studienlage zu zweiteiligen Abutments leider sehr unzureichend. Es fehlen Untersuchungen zur Langzeitbelastbarkeit, zur funktionellen mechanischen Belastung, zur Alterung der Zirkoniumdioxidanteile und zur biologischen Verträglichkeit, besonders da bei zweiteiligen Abutments die Verbindungsstelle in direktem Kontakt zur periimplantären Mukosa liegt [50]. In zwei Studien werden Bedenken geäußert, bei einer Befestigung zwischen Titan und Zirkoniumdioxid seien im Rahmen der Entfernung von

Kompositresten Beschädigungen der Titanoberfläche möglich, weil Titan mit 210 N/mm^2 eine geringere Vickershärte als Zirkoniumdioxid mit $1200\text{-}1400 \text{ N/mm}^2$ besitzt. Es kann auf der Titanoberfläche zu Rauigkeiten kommen und hierdurch die Plaqueanlagerung begünstigt werden [22].

In einer unlängst publizierten Literaturlauswertung zur Verbundfestigkeit zwischen Oxidkeramiken und adhäsiven Befestigungskompositssystemen wurden 127 Studien identifiziert, die sich mit verschiedenen Bondingmethoden beschäftigen [107]. Trotz der zahlreichen unterschiedlichen Methoden, die in den Studien beschrieben wurden, ließ sich keine „ideale“ Oberflächenbehandlung ableiten. Eine abrasive Oberflächenbehandlung und/oder Silikatisierung/Silanisierung zusammen mit Haftvermittlern scheint besonders vorteilhaft zu sein, obwohl auch hier die Autoren weitere klinische Studien fordern.

Die hier erhobenen Resultate zeigen, dass sich bei der Befestigung von Titanbasen und Zirkoniumdioxidkappchen bei zweiteiligen Abutments eine belastbare Verbundfestigkeit erzielen lässt, die man aber durch eine geeignete Oberflächenbehandlung noch sehr deutlich steigern kann. Es ist wünschenswert, dass die Hersteller – besonders die Hersteller zweiteiliger Abutments – die hier erhobenen Ergebnisse in ihre Verarbeitungsrichtlinien aufnehmen. Die teils deutlichen Unterschiede zwischen den verschiedenen Kombinationen aus Befestigungskomposit/Oberflächenbehandlung/Haftvermittler deuten darauf hin, dass weitergehende Untersuchungen und Analysen notwendig sind, um die optimalen Voraussetzungen für eine langfristig haltbare Verbindung zweiteiliger Abutments zu evaluieren.

6 Literaturverzeichnis

1. 3M Espe (2001) Rocatec-Verbundprofil. Wissenschaftliches Produktprofil.
[http://solutions.3mdeutschland.de/wps/portal/3M/de_DE/3M_ESPE/Dental-Manufacturers/Products/Digital-Dentistry/Dental-Technician/Dental-Lab-Products/Dental-Bonding/#tab5; 10.10.2013).
2. Addison O, Fleming GJ, Marquis PM (2003) The effect of thermocycling on the strength of porcelain laminate veneer (PLV) materials. *Dent Mater*;19:291-7
3. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Branemark PI, Jemt T (1990) Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants*;5:347-59
4. Adell R, Lekholm U, Branemark PI, Lindhe J, Rockler B, Eriksson B, et al. (1985) Marginal tissue reactions at osseointegrated titanium fixtures. *Swed Dent J Suppl*;28:175-81
5. Ahmad I (1998) Yttrium-partially stabilized zirconium dioxide posts: an approach to restoring coronally compromised nonvital teeth. *Int J Periodontics Restorative Dent*;18:454-65
6. Akca K, Iplikcioglu H, Cehreli MC (2002) Comparison of uniaxial resistance forces of cements used with implant-supported crowns. *Int J Oral Maxillofac Implants*;17:536-42
7. Andersson B, Scharer P, Simion M, Bergstrom C (1999) Ceramic implant abutments used for short-span fixed partial dentures: a prospective 2-year multicenter study. *Int J Prosthodont*;12:318-24
8. Andersson B, Taylor A, Lang BR, Scheller H, Scharer P, Sorensen JA, et al. (2001) Alumina ceramic implant abutments used for single-tooth replacement: a prospective 1- to 3-year multicenter study. *Int J Prosthodont*;14:432-8
9. Apicella D, Veltri M, Balleri P, Apicella A, Ferrari M (2011) Influence of abutment material on the fracture strength and failure modes of abutment-fixture assemblies when loaded in a bio-faithful simulation. *Clin Oral Implants Res*;22:182-8
10. Aramouni P, Zebouni E, Tashkandi E, Dib S, Salameh Z, Almas K (2008) Fracture resistance and failure location of zirconium and metallic implant abutments. *J Contemp Dent Pract*;9:41-8

11. Atsu SS, Kilicarslan MA, Kucukesmen HC, Aka PS (2006) Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. *J Prosthet Dent*;95:430-6
12. Becker W, Becker BE (1995) Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: a retrospective study. *J Prosthet Dent*;74:51-5
13. Bernal G, Okamura M, Munoz CA (2003) The effects of abutment taper, length and cement type on resistance to dislodgement of cement-retained, implant-supported restorations. *J Prosthodont*;12:111-5
14. Bernardes SR, de Araujo CA, Neto AJ, Simamoto Junior P, das Neves FD (2009) Photoelastic analysis of stress patterns from different implant-abutment interfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants*;24:781-9
15. Bidra AS, Rungruanganunt P (2013) Clinical outcomes of implant abutments in the anterior region: a systematic review. *J Esthet Restor Dent*;25:159-76
16. Binon PP (1995) Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abutments, and laboratory analogs. *Int J Prosthodont*;8:162-78
17. Binon PP (1996) The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont*;9:149-60
18. Blatz MB, Chiche G, Holst S, Sadan A (2007) Influence of surface treatment and simulated aging on bond strengths of luting agents to zirconia. *Quintessence Int*;38:745-53
19. Blatz MB, Sadan A, Kern M (2003) Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent*;89:268-74
20. Blatz MB, Sadan A, Martin J, Lang B (2004) In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high-purity zirconium-oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling. *J Prosthet Dent*;91:356-62
21. Breeding LC, Dixon DL, Bogacki MT, Tietge JD (1992) Use of luting agents with an implant system: Part I. *J Prosthet Dent*;68:737-41
22. Brodbeck U (2003) The ZiReal Post: A new ceramic implant abutment. *J Esthet Restor Dent*;15:10-23; discussion 4

23. Browning WD, Nelson SK, Cibirka R, Myers ML (2002) Comparison of luting cements for minimally retentive crown preparations. *Quintessenz*;33:95-100
24. Butz F, Heydecke G, Okutan M, Strub JR (2005) Survival rate, fracture strength and failure mode of ceramic implant abutments after chewing simulation. *J Oral Rehabil*;32:838-43
25. Caglar A, Bal BT, Aydin C, Yilmaz H, Ozkan S (2010) Evaluation of stresses occurring on three different zirconia dental implants: three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*;25:95-103
26. Canullo L (2007) Clinical outcome study of customized zirconia abutments for single-implant restorations. *Int J Prosthodont*;20:489-93
27. Canullo L, Morgia P, Marinotti F (2007) Preliminary laboratory evaluation of bicomponent customized zirconia abutments. *Int J Prosthodont*;20:486-8
28. Carnaggio TV, Conrad R, Engelmeier RL, Gerngross P, Paravina R, Perezous L, et al. (2012) Retention of CAD/CAM all-ceramic crowns on prefabricated implant abutments: an in vitro comparative study of luting agents and abutment surface area. *J Prosthodont*;21:523-8
29. Chevalier J (2006) What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials*;27:535-43
30. Cho SC, Small PN, Elian N, Tarnow D (2004) Screw loosening for standard and wide diameter implants in partially edentulous cases: 3- to 7-year longitudinal data. *Implant Dent*;13:245-50
31. Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN (1989) Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res*;23:45-61
32. Covacci V, Bruzzese N, Maccauro G, Andreassi C, Ricci GA, Piconi C, et al. (1999) In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. *Biomaterials*;20:371-6
33. Covey DA, Kent DK, St Germain HA, Jr., Koka S (2000) Effects of abutment size and luting cement type on the uniaxial retention force of implant-supported crowns. *J Prosthet Dent*;83:344-8

34. Dbradovic-Djuricic K, Medic V, Dodic S, Gavrilov D, Antonijevic D, Zrilic M (2013) Dilemmas in zirconia bonding: A review. *Srp Arh Celok Lek*;141:395-401
35. de Almeida-Junior AA, Fonseca RG, Haneda IG, Abi-Rached Fde O, Adabo GL (2010) Effect of surface treatments on the bond strength of a resin cement to commercially pure titanium. *Braz Dent J*;21:111-6
36. de Campos TN, Adachi LK, Miashiro K, Yoshida H, Shinkai RS, Neto PT, et al. (2010) Effect of surface topography of implant abutments on retention of cemented single-tooth crowns. *Int J Periodontics Restorative Dent*;30:409-13
37. Degidi M, Artese L, Scarano A, Perrotti V, Gehrke P, Piattelli A (2006) Inflammatory infiltrate, microvessel density, nitric oxide synthase expression, vascular endothelial growth factor expression, and proliferative activity in peri-implant soft tissues around titanium and zirconium oxide healing caps. *J Periodontol*;77:73-80
38. Della Bona A, Anusavice KJ, Mecholsky JJ, Jr. (2003) Failure analysis of resin composite bonded to ceramic. *Dent Mater*;19:693-9
39. Denry I, Kelly JR (2008) State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater*;24:299-307
40. Dias de Souza GM, Thompson VP, Braga RR (2011) Effect of metal primers on microtensile bond strength between zirconia and resin cements. *J Prosthet Dent*;105:296-303
41. Dudley JE, Richards LC, Abbott JR (2008) Retention of cast crown copings cemented to implant abutments. *Aust Dent J*;53:332-9
42. Eichner K, Kappert HF ^{for} editors | (Year) Title|. Edition ed|. Publisher, Place Published|
43. Erdem A, Akar G, Erdem A, Kose T (2013) Effects of Different Surface Treatments on Bond Strength Between Resin Cements and Zirconia Ceramics. *Oper Dent*
44. Ergin S, Gemalmaz D (2002) Retentive properties of five different luting cements on base and noble metal copings. *J Prosthet Dent*;88:491-7
45. Ernst CP, Wenzl N, Stender E, Willershausen B (1998) Retentive strength of cast gold crowns using ionomer, compomer, or resin cement. *J Prosthet Dent*;79:472-5

46. Finger IM, Castellon P, Block M, Elian N (2003) The evolution of external and internal implant/abutment connections. *Pract Proced Aesthet Dent*;15:625-32; quiz 34
47. Fischer JA, Strub JR (2011) Implantat-Werkstoffe. . In: Strub JR, Kern M, Türp JC, Witkowski S, Heydecke G, Wolfart S, editors. *Curriculum Prothetik*. Quintessenz; Berlin: p. 973-88.
48. Fischer KF ^{tor^}editors| (Year|) Title|. Edition ed|. Publisher, Place Published|
49. Gale MS, Darvell BW (1999) Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent*;27:89-99
50. Gehrke P, Alius J, Fischer C, Erdelt KJ, Beuer F (2013) Retentive Strength of Two-Piece CAD/CAM Zirconia Implant Abutments. *Clin Implant Dent Relat Res*
51. Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, Scharer P (2004) Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *Int J Prosthodont*;17:285-90
52. Gomes AL, Castillo-Oyague R, Lynch CD, Montero J, Albaladejo A (2013) Influence of sandblasting granulometry and resin cement composition on microtensile bond strength to zirconia ceramic for dental prosthetic frameworks. *J Dent*;41:31-41
53. Gorodovsky S, Zidan O (1992) Retentive strength, disintegration, and marginal quality of luting cements. *J Prosthet Dent*;68:269-74
54. Gracis S, Michalakis K, Vigolo P, Vult von Steyern P, Zwahlen M, Sailer I (2012) Internal vs. external connections for abutments/reconstructions: a systematic review. *Clin Oral Implants Res*;23 Suppl 6:202-16
55. Guarda GB, Correr AB, Goncalves LS, Costa AR, Borges GA, Sinhoreti MA, et al. (2013) Effects of surface treatments, thermocycling, and cyclic loading on the bond strength of a resin cement bonded to a lithium disilicate glass ceramic. *Oper Dent*;38:208-17
56. Guazzato M, Albakry M, Quach L, Swain MV (2004) Influence of grinding, sandblasting, polishing and heat treatment on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina-reinforced dental ceramic. *Biomaterials*;25:2153-60

57. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV (2004) Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater*;20:449-56
58. Guess PC, Att W, Strub JR (2012) Zirconia in fixed implant prosthodontics. *Clin Implant Dent Relat Res*;14:633-45
59. Ha CY, Lim YJ, Kim MJ, Choi JH (2011) The influence of abutment angulation on screw loosening of implants in the anterior maxilla. *Int J Oral Maxillofac Implants*;26:45-55
60. Hahn J (1992) An analysis of current approaches to implantology. *Dent Implantol Update*;3:45-8
61. Hannink RHJ, Kelly PM, Muddle BC (2000) Transformation toughening in zirconia-containing ceramics. *J Am Ceram Soc*;83:461-87
62. Hansson O, Moberg LE (1993) Evaluation of three silicoating methods for resin-bonded prostheses. *Scand J Dent Res*;101:243-51
63. Heintze SD (2010) Crown pull-off test (crown retention test) to evaluate the bonding effectiveness of luting agents. *Dent Mater*;26:193-206
64. Henry PJ, Rosenberg IR, Bills IG, Chan RW, Cohen AC, Halliday KG, et al. (1995) Osseointegrated implants for single tooth replacement in general practice: a 1-year report from a multicentre prospective study. *Aust Dent J*;40:173-81
65. Hölsch W, Kappert HF (1992) Festigkeitsprüfung von vollkeramischem Einzelzahnersatz für den Front- und Seitenzahnbereich. *Dtsch Zahnärztl Z*;47:621-3
66. Hosseini M, Worsaae N, Schiodt M, Gotfredsen K (2011) A 1-year randomised controlled trial comparing zirconia versus metal-ceramic implant supported single-tooth restorations. *Eur J Oral Implantol*;4:347-61
67. Hudieb M, Wakabayashi N, Suzuki T, Kasugai S (2010) Morphologic classification and stress analysis of the mandibular bone in the premolar region for implant placement. *Int J Oral Maxillofac Implants*;25:482-90
68. Ichikawa Y, Akagawa Y, Nikai H, Tsuru H (1992) Tissue compatibility and stability of a new zirconia ceramic in vivo. *J Prosthet Dent*;68:322-6
69. Ishikawa-Nagai S, Da Silva JD, Weber HP, Park SE (2007) Optical phenomenon of peri-implant soft tissue. Part II. Preferred implant neck color to improve soft tissue esthetics. *Clin Oral Implants Res*;18:575-80

70. Jemt T (2008) Single implants in the anterior maxilla after 15 years of follow-up: comparison with central implants in the edentulous maxilla. *Int J Prosthodont*;21:400-8
71. Jemt T, Laney WR, Harris D, Henry PJ, Krogh PH, Jr., Polizzi G, et al. (1991) Osseointegrated implants for single tooth replacement: a 1-year report from a multicenter prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants*;6:29-36
72. Josset Y, Oum'Hamed Z, Zarrinpour A, Lorenzato M, Adnet JJ, Laurent-Maquin D (1999) In vitro reactions of human osteoblasts in culture with zirconia and alumina ceramics. *J Biomed Mater Res*;47:481-93
73. Jung RE, Sailer I, Hammerle CH, Attin T, Schmidlin P (2007) In vitro color changes of soft tissues caused by restorative materials. *Int J Periodontics Restorative Dent*;27:251-7
74. Kaar D, Oshida Y, Andres CJ, Barco MT, Platt JA (2006) The effect of fatigue damage on the force required to remove a restoration in a cement-retained implant system. *J Prosthodont*;15:289-94
75. Kelly JR, Denry I (2008) Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dent Mater*;24:289-98
76. Kern M, Barloi A, Yang B (2009) Surface conditioning influences zirconia ceramic bonding. *J Dent Res*;88:817-22
77. Kern M, Wegner SM (1998) Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater*;14:64-71
78. Kim JS, Raigrodski AJ, Flinn BD, Rubenstein JE, Chung KH, Mancl LA (2013) In vitro assessment of three types of zirconia implant abutments under static load. *J Prosthet Dent*;109:255-63
79. Kim JW, Covell NS, Guess PC, Rekow ED, Zhang Y (2010) Concerns of hydrothermal degradation in CAD/CAM zirconia. *J Dent Res*;89:91-5
80. Kim KS, Lim YJ, Kim MJ, Kwon HB, Yang JH, Lee JB, et al. (2011) Variation in the total lengths of abutment/implant assemblies generated with a function of applied tightening torque in external and internal implant-abutment connection. *Clin Oral Implants Res*;22:834-9
81. Kim S, Kim HI, Brewer JD, Monaco EA, Jr. (2009) Comparison of fracture resistance of pressable metal ceramic custom implant abutments with CAD/CAM commercially fabricated zirconia implant abutments. *J Prosthet Dent*;101:226-30

82. Klotz MW, Taylor TD, Goldberg AJ (2011) Wear at the titanium-zirconia implant-abutment interface: a pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants*;26:970-5
83. Kokubo Y, Kano T, Tsumita M, Sakurai S, Itayama A, Fukushima S (2010) Retention of zirconia copings on zirconia implant abutments cemented with provisional luting agents. *J Oral Rehabil*;37:48-53
84. Kollar A, Huber S, Mericske E, Mericske-Stern R (2008) Zirconia for teeth and implants: a case series. *Int J Periodontics Restorative Dent*;28:479-87
85. Körber KH, Ludwig K (1983) Maximale Kaukraft als Berechnungsfaktor. *Zahntechnische Konstruktionen. Dent Labor*;31:55-60
86. Lee CY, Hasegawa H (2008) Immediate load and esthetic zone considerations to replace maxillary incisor teeth using a new zirconia implant abutment in the bone grafted anterior maxilla. *J Oral Implantol*;34:259-67
87. Lohbauer U, Zipperle M, Rischka K, Petschelt A, Muller FA (2008) Hydroxylation of dental zirconia surfaces: characterization and bonding potential. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*;87:461-7
88. Lops D, Bressan E, Chiapasco M, Rossi A, Romeo E (2013) Zirconia and titanium implant abutments for single-tooth implant prostheses after 5 years of function in posterior regions. *Int J Oral Maxillofac Implants*;28:281-7
89. Luthardt RG, Holzhuter M, Sandkuhl O, Herold V, Schnapp JD, Kuhlisch E, et al. (2002) Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconia ceramics. *J Dent Res*;81:487-91
90. Luthy H, Loeffel O, Hammerle CH (2006) Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic. *Dent Mater*;22:195-200
91. Maeda Y, Satoh T, Sogo M (2006) In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication. *J Oral Rehabil*;33:75-8
92. Marx R, Haass C (1992) Zug- oder Schertest. Welcher Test ist für den Verbund Metall-Kunststoff aussagekräftiger? *Dtsch Zahnärztl Z*;47:165-8
93. Matinlinna JP, Lassila LV, Vallittu PK (2006) The effect of a novel silane blend system on resin bond strength to silica-coated Ti substrate. *J Dent*;34:436-43

94. Meng JC, Everts JE, Qian F, Gratton DG (2007) Influence of connection geometry on dynamic micromotion at the implant-abutment interface. *Int J Prosthodont*;20:623-5
95. Merz BR, Hunenbart S, Belser UC (2000) Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants*;15:519-26
96. Mesquita AM, Ozcan M, Souza RO, Kojima AN, Nishioka RS, Kimpara ET, et al. (2010) Durability of feldspathic veneering ceramic on glass-infiltrated alumina ceramics after long-term thermocycling. *Minerva Stomatol*;59:393-9
97. Montenegro AC, Machado AN, Depes Gouvea CV (2008) Tensile strength of cementing agents on the CeraOne system of dental prosthesis on implants. *Implant Dent*;17:451-60
98. Mühlemann S, Truninger TC, Stawarczyk B, Hammerle CH, Sailer I (2013) Bending moments of zirconia and titanium implant abutments supporting all-ceramic crowns after aging. *Clin Oral Implants Res*
99. Muller HP, Eger T (2002) Masticatory mucosa and periodontal phenotype: a review. *Int J Periodontics Restorative Dent*;22:172-83
100. Nothdurft F, Pospiech P (2010) Prefabricated zirconium dioxide implant abutments for single-tooth replacement in the posterior region: evaluation of peri-implant tissues and superstructures after 12 months of function. *Clin Oral Implants Res*;21:857-65
101. Nothdurft FP, Motter PJ, Pospiech PR (2009) Effect of surface treatment on the initial bond strength of different luting cements to zirconium oxide ceramic. *Clin Oral Investig*;13:229-35
102. O'Mahony A, MacNeill SR, Cobb CM (2000) Design features that may influence bacterial plaque retention: a retrospective analysis of failed implants. *Quintessence Int*;31:249-56
103. Ortorp A, Jemt T, Back T, Jalevik T (2003) Comparisons of precision of fit between cast and CNC-milled titanium implant frameworks for the edentulous mandible. *Int J Prosthodont*;16:194-200
104. Ozcan M, Cura C, Valandro LF (2011) Early bond strength of two resin cements to Y-TZP ceramic using MPS or MPS/4-META silanes. *Odontology*;99:62-7

105. Ozcan M, Valandro L (2011) Effect of silane coupling agents and alloy primers on adhesion to titanium. *Minerva Stomatol*;60:427-34
106. Palacios RP, Johnson GH, Phillips KM, Raigrodski AJ (2006) Retention of zirconium oxide ceramic crowns with three types of cement. *J Prosthet Dent*;96:104-14
107. Papia E, Larsson C, du Toit M, von Steyern PV (2013) Bonding between oxide ceramics and adhesive cement systems: A systematic review. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*
108. Parr GR, Gardner LK, Toth RW (1985) Titanium: the mystery metal of implant dentistry. *Dental materials aspects. J Prosthet Dent*;54:410-4
109. Pereira PC, Castilho AA, Souza RO, Passos SP, Takahashi FE, Bottino MA (2009) A comparison of the film thickness of two adhesive luting agents and the effect of thermocycling on their microTBs to feldspathic ceramic. *Acta Odontol Latinoam*;22:191-200
110. Perriard J, Wiskott WA, Mellal A, Scherrer SS, Botsis J, Belser UC (2002) Fatigue resistance of ITI implant-abutment connectors -- a comparison of the standard cone with a novel internally keyed design. *Clin Oral Implants Res*;13:542-9
111. Peutzfeldt A, Asmussen E (1988) Silicoating: evaluation of a new method of bonding composite resin to metal. *Scand J Dent Res*;96:171-6
112. Piattelli A, Scarano A, Paolantonio M, Assenza B, Leghissa GC, Di Bonaventura G, et al. (2001) Fluids and microbial penetration in the internal part of cement-retained versus screw-retained implant-abutment connections. *J Periodontol*;72:1146-50
113. Piconi C, Maccauro G (1999) Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*;20:1-25
114. Piwowarczyk A, Ottl P, Lindemann K (2005) Langzeit-Haftverbund zwischen Befestigungszementen und keramischen Werkstoffen. *Dtsch Zahnärztl Z*;60:314-20
115. Prestipino V, Ingber A (1993) Esthetic high-strength implant abutments. Part I. *J Esthet Dent*;5:29-36
116. Rimondini L, Cerroni L, Carrassi A, Torricelli P (2002) Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants*;17:793-8

117. Rinke S, Fischer C (2011) Vollkeramische Abutments konfektioniert oder individuell? *Zahnarzt Wirtschaft Praxis*;1/2:74-84
118. Rocchietta I, Fontana F, Addis A, Schupbach P, Simion M (2009) Surface-modified zirconia implants: tissue response in rabbits. *Clin Oral Implants Res*;20:844-50
119. Rodiger M, Rinke S, Ehret-Kleinau F, Pohlmeier F, Lange K, Burgers R, et al. (2014) Evaluation of removal forces of implant-supported zirconia copings depending on abutment geometry, luting agent and cleaning method during re-cementation. *J Adv Prosthodont*;6:233-40
120. Rzanny A, Göbel R, Schmidt M, Nietzsche S, Küpper H (2012) Die adhäsive Befestigung - klinischer Erfolg aus werkstoffkundlicher Sicht. Teil 2: Verbund zu Restauration und Zahnhartsubstanz. *Dtsch Zahnärztebl*;121:134-47
121. Sailer I, Philipp A, Zembic A, Pjetursson BE, Hammerle CH, Zwahlen M (2009) A systematic review of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clin Oral Implants Res*;20 Suppl 4:4-31
122. Sailer I, Sailer T, Stawarczyk B, Jung RE, Hammerle CH (2009) 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*;24:850-8
123. Sailer I, Zembic A, Jung RE, Siegenthaler D, Holderegger C, Hammerle CH (2009) Randomized controlled clinical trial of customized zirconia and titanium implant abutments for canine and posterior single-tooth implant reconstructions: preliminary results at 1 year of function. *Clin Oral Implants Res*;20:219-25
124. Schiessl C, Schaefer L, Winter C, Fuerst J, Rosentritt M, Zeman F, et al. (2013) Factors determining the retentiveness of luting agents used with metal- and ceramic-based implant components. *Clin Oral Investig*;17:1179-90
125. Schropp L, Isidor F (2008) Clinical outcome and patient satisfaction following full-flap elevation for early and delayed placement of single-tooth implants: a 5-year randomized study. *Int J Oral Maxillofac Implants*;23:733-43
126. Senyilmaz DP, Palin WM, Shortall AC, Burke FJ (2007) The effect of surface preparation and luting agent on bond strength to a zirconium-based ceramic. *Oper Dent*;32:623-30

127. Shavell HM (1994) The periodontal-restorative interface in fixed prosthodontics: tooth preparation, provisionalization, and biologic final impressions--Part II. *Pract Periodontics Aesthet Dent*;6:49-60; quiz 2
128. Shavell HM (1994) The periodontal-restorative interface in fixed prosthodontics: tooth preparation, provisionalization, and biologic final impressions. Part I. *Pract Periodontics Aesthet Dent*;6:33-44; quiz 6
129. Stadlinger B, Hennig M, Eckelt U, Kuhlisch E, Mai R (2010) Comparison of zirconia and titanium implants after a short healing period. A pilot study in minipigs. *Int J Oral Maxillofac Surg*;39:585-92
130. Stimmelmayer M, Edelhoff D, Guth JF, Erdelt K, Happe A, Beuer F (2012) Wear at the titanium-titanium and the titanium-zirconia implant-abutment interface: a comparative in vitro study. *Dent Mater*;28:1215-20
131. Thompson JY, Stoner BR, Piascik JR, Smith R (2011) Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: where are we now? *Dent Mater*;27:71-82
132. Truninger TC, Stawarczyk B, Leutert CR, Sailer TR, Hammerle CH, Sailer I (2012) Bending moments of zirconia and titanium abutments with internal and external implant-abutment connections after aging and chewing simulation. *Clin Oral Implants Res*;23:12-8
133. Tsuge T, Hagiwara Y (2009) Influence of lateral-oblique cyclic loading on abutment screw loosening of internal and external hexagon implants. *Dent Mater J*;28:373-81
134. Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G (2008) Evaluation of gold-machined UCLA-type abutments and CAD/CAM titanium abutments with hexagonal external connection and with internal connection. *Int J Oral Maxillofac Implants*;23:247-52
135. Vult von Steyern P, Ebbesson S, Holmgren J, Haag P, Nilner K (2006) Fracture strength of two oxide ceramic crown systems after cyclic pre-loading and thermocycling. *J Oral Rehabil*;33:682-9
136. Wegner SM, Kern M (2000) Long-term resin bond strength to zirconia ceramic. *J Adhes Dent*;2:139-47
137. Welander M, Abrahamsson I, Berglundh T (2008) The mucosal barrier at implant abutments of different materials. *Clin Oral Implants Res*;19:635-41

138. Wohlwend A, Studer S, Schärer P (1996) Das Zirkonoxidabutment - ein neues vollkeramisches Konzept zur ästhetischen Verbesserung der Suprastruktur in der Implantologie. *Quintessenz Zahntechnik*;22:364-81
139. Wolfart M, Lehmann F, Wolfart S, Kern M (2007) Durability of the resin bond strength to zirconia ceramic after using different surface conditioning methods. *Dent Mater*;23:45-50
140. Yang B, Barloi A, Kern M (2010) Influence of air-abrasion on zirconia ceramic bonding using an adhesive composite resin. *Dent Mater*;26:44-50
141. Yildirim M, Fischer H, Marx R, Edelhoff D (2003) In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent*;90:325-31
142. Yildirim M, Gustav M, Spiekermann H, Edelhoff D (2003) Keramische Abutments - Ein aktueller Überblick. *Implantologie*;11:139-56
143. Yoshida K, Tsuo Y, Atsuta M (2006) Bonding of dual-cured resin cement to zirconia ceramic using phosphate acid ester monomer and zirconate coupler. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*;77:28-33
144. Zarone F, Russo S, Sorrentino R (2011) From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. *Dent Mater*;27:83-96
145. Zembic A, Bosch A, Jung RE, Hammerle CH, Sailer I (2013) Five-year results of a randomized controlled clinical trial comparing zirconia and titanium abutments supporting single-implant crowns in canine and posterior regions. *Clin Oral Implants Res*;24:384-90
146. Zembic A, Sailer I, Jung RE, Hammerle CH (2009) Randomized-controlled clinical trial of customized zirconia and titanium implant abutments for single-tooth implants in canine and posterior regions: 3-year results. *Clin Oral Implants Res*;20:802-8
147. Zhang Y, Lawn BR, Rekow ED, Thompson VP (2004) Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*;71:381-6
148. Zipprich H, Weigl P, Lange B, Lauer HC (2007) Erfassung, Ursachen und Folgen von Mikrobewegungen am Implantat-Abutment-Interface. *Implantologie*;15:31-46

149. Zothner AM, Hopp M, Friedrich R, Hoppe U, Blöckner TO, Mitrovic M, et al. (2009) Oberflächenkonditionierung von Zirkoniumdioxid zur Verbesserung des Klebeverbundes. Quintessence Zahntechnik;35:874-86

7 Danksagung

Herrn Univ.-Prof. Dr. med. dent Philipp Kohorst, Direktor der Klinik für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde des Universitätsklinikums des Saarlandes, Homburg/Saar, danke ich für seine motivierende Unterstützung bei der Aufgabenstellung und Durchführung dieser Arbeit.

Besonders möchte ich mich bei Herrn Dipl.-Phys. Dr.-Ing. Lothar Borchers und Herrn Richard Werth bedanken, die mir in der Planungsphase des Versuchsaufbaus mit Ihrem wissenschaftlichen und technischen Wissen geholfen haben.

Meinen Eltern gilt ein besonderer Dank für Ihre mentale Unterstützung während des Studiums und der Dissertation.

Für die Bereitstellung und Herstellung der Materialien zur Versuchsdurchführung bedanke ich mich bei den Firmen Medentika und CADSPEED.